

**IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE**

IN RE APPLICATION OF: Yoshihiro IKEDA, et al.

GAU:

SERIAL NO: NEW APPLICATION

EXAMINER:

FILED: HERewith

FOR: X-RAY CT APPARATUS AND METHOD OF MEASURING CT VALUES

**REQUEST FOR PRIORITY**

COMMISSIONER FOR PATENTS  
ALEXANDRIA, VIRGINIA 22313

SIR:

☐ Full benefit of the filing date of U.S. Application Serial Number \_\_\_\_\_, filed \_\_\_\_\_, is claimed pursuant to the provisions of **35 U.S.C. §120**.

☐ Full benefit of the filing date(s) of U.S. Provisional Application(s) is claimed pursuant to the provisions of **35 U.S.C. §119(e)**:  
Application No. Date Filed

☒ Applicants claim any right to priority from any earlier filed applications to which they may be entitled pursuant to the provisions of **35 U.S.C. §119**, as noted below.

In the matter of the above-identified application for patent, notice is hereby given that the applicants claim as priority:

<u>COUNTRY</u>	<u>APPLICATION NUMBER</u>	<u>MONTH/DAY/YEAR</u>
Japan	2002-259600	September 5, 2002

Certified copies of the corresponding Convention Application(s)

☒ are submitted herewith

☐ will be submitted prior to payment of the Final Fee

☐ were filed in prior application Serial No. \_\_\_\_\_ filed \_\_\_\_\_

☐ were submitted to the International Bureau in PCT Application Number \_\_\_\_\_  
Receipt of the certified copies by the International Bureau in a timely manner under PCT Rule 17.1(a) has been acknowledged as evidenced by the attached PCT/IB/304.

☐ (A) Application Serial No.(s) were filed in prior application Serial No. \_\_\_\_\_ filed \_\_\_\_\_; and


☐ (B) Application Serial No.(s)

☐ are submitted herewith

☐ will be submitted prior to payment of the Final Fee

Respectfully Submitted,

OBLON, SPIVAK, McCLELLAND,  
MAIER & NEUSTADT, P.C.

  
\_\_\_\_\_  
Marvin J. Spivak

Registration No. 24,913

Customer Number

**22850**

Tel. (703) 413-3000  
Fax. (703) 413-2220  
(OSMMN 05/03)

**C. Irvin McClelland**  
**Registration Number 21,124**

789 350/0 0>1111

日 本 国 特 許 庁

JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出 願 年 月 日

Date of Application:

2002年 9月 5日

出 願 番 号

Application Number:

特願2002-259600

[ST.10/C]:

[JP2002-259600]

出 願 人

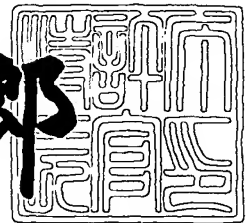
Applicant(s):

株式会社東芝

2003年 7月 1日

特 許 庁 長 官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

太田信一郎



出証番号 出証特2003-3051845

【書類名】 特許願

【整理番号】 98B0230431

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 6/03

【発明の名称】 X線CT装置およびCT値表示方法

【請求項の数】 19

【発明者】

    【住所又は居所】 栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株式会社  
東芝 那須工場内

    【氏名】 池田 佳弘

【発明者】

    【住所又は居所】 栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株式会社  
東芝 那須工場内

    【氏名】 尾寄 真浩

【特許出願人】

    【識別番号】 000003078

    【氏名又は名称】 株式会社 東芝

【代理人】

    【識別番号】 100083161

    【弁理士】

    【氏名又は名称】 外川 英明

    【電話番号】 (03)3457-2512

【手数料の表示】

    【予納台帳番号】 010261

    【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

    【物件名】 明細書 1

    【物件名】 図面 1

    【物件名】 要約書 1



【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 X線CT装置およびCT値表示方法

【特許請求の範囲】

【請求項1】 造影剤を注入した被検体を挟む状態で設置されるX線検出手段とX線発生手段を一体化して回転駆動する回転駆動手段と、  
前記X線発生手段にX線照射のための電力を供給する電力供給手段と、  
前記X線検出手段が検出する投影データを用いて、CT画像を再構成する画像再構成手段と、  
この画像再構成手段によって生成される画像データを表示する画像表示手段と、  
この画像表示手段によって表示される予め生成した造影剤注入前の第1のCT画像データを用いて、CT値を計測するための関心領域を設定する関心領域設定手段と、  
前記画像再構成手段によって造影剤注入後の第2のCT画像データを生成している間に、前記関心領域におけるCT値をリアルタイムに計測するCT値計測手段と、  
このCT値計測手段によって計測するCT値をリアルタイムに時系列表示するCT値表示手段とを  
備えたことを特徴とするX線CT装置。

【請求項2】 CT値に関する閾値を設定する閾値設定手段と、  
この閾値と前記CT値計測手段によって計測されるCT値を経時的に比較するCT値比較手段を備え、  
前記CT値表示手段は、前記CT値計測手段によって計測されるCT値が、前記閾値設定手段によって設定される閾値とほぼ等しくなるタイミングを表示することを特徴とする請求項1記載のX線CT装置。

【請求項3】 前記閾値設定手段によって設定される閾値は、CT値、CT値の変化倍率、CT値変化曲線の勾配、CT値変化曲線勾配の時間的变化の少なくともいずれかであることを特徴とする請求項2記載のX線CT装置

【請求項4】 前記X線発生手段による被検体へのX線照射条件を予め複数設定する照射条件設定手段と、

この照射条件設定手段によって設定される複数のX線照射条件の中から所定の照射条件を選択する照射条件選択手段とを更に備え、この照射条件選択手段は前記第2のCT画像データ収集中に前記X線照射条件の変更を行うことを特徴とする請求項1または2記載のX線CT装置

【請求項5】 前記照射条件設定手段は、低X線量のX線を照射する第1の照射条件と、X線量のX線を照射する第2の照射条件とを設定することを特徴とする請求項4記載のX線CT装置。

【請求項6】 前記照射条件選択手段は、臨床診断用画像の画像データを収集する第2のスキャンにおいて前記第2の照射条件を選択し、前記第2のスキャンの開始タイミングを決定するための第1のスキャンにおいては、前記第1の照射条件を選択することを特徴とする請求項5記載のX線CT装置。

【請求項7】 前記照射条件選択手段は、前記第2のスキャンによって得られる画像データのCT値から、第2のスキャンの終了タイミングを決定するとき、前記第2の照射条件を前記第1の照射条件に変更することを特徴とする請求項5記載のX線CT装置。

【請求項8】 前記関心領域設定手段は、第1のCT画像に複数の関心領域をそれぞれ識別して設定し、前記CT値表示手段は、前記複数の関心領域において得られるCT値変化曲線を前記関心領域に対応して表示することを特徴とする請求項1または2記載のX線CT装置。

【請求項9】 前記関心領域設定手段は、前記第1のCT画像を用いて設定した関心領域に代え前記画像表示手段によって表示される前記第2のCT画像を用いて再設定を行うことを特徴とする請求項1または2記載のX線CT装置。

【請求項10】 前記関心領域設定手段はCT画像上の血管領域に関心領域を設定することを特徴とする請求項1または2記載のX線CT装置

【請求項11】 前記関心領域設定手段は造影剤が最も早く到達する血管領域と最も遅く到達する血管領域の少なくとも一方の関心領域に識別可能な所定のインデックスを付加することを特徴とする請求項10記載のX線CT装置。

【請求項12】 前記CT値表示手段は造影剤が最も早く到達する血管領域と最も遅く到達する血管領域の少なくとも一方の関心領域におけるCT値の変化曲線

を他の関心領域の変化曲線と分離して表示することを特徴とする請求項11記載のX線CT装置。

【請求項13】 前記CT値表示手段は前記第1のCT画像データあるいは初期の第2のCT画像データのいずれかに対するCT値の増加分を表示することを特徴とする請求項1または2記載のX線CT装置。

【請求項14】 前記CT値計測手段は前記関心領域設定手段によって設定される画像データの関心領域において、ピクセル単位で複数のCT値を計測し、これら複数のCT値に対して平均値あるいは最大値のいずれかを代表CT値とすることを特徴とする請求項1または2記載のX線CT装置。

【請求項15】 画像データ記憶手段を備え、前記CT値計測手段は前記画像データ記憶手段によって記憶されている第2のCT画像データに対して、前記関心領域設定手段によって設定された関心領域のCT値を計測し、前記CT値表示手段は、前記第2のCT画像データの収集中に新たに設定された関心領域に対して、CT値の変化曲線を溯って表示することを特徴とする請求項9記載のX線CT装置。

【請求項16】 前記画像表示手段は画像再構成によって得られた第2のCT画像データに対し、関心領域の境界線を付加した画像を他の画像と分離して表示することを特徴とする請求項1または2記載のX線CT装置。

【請求項17】 被検体を挟む状態で設置されるX線検出手段とX線発生手段を一体化して回転駆動する回転駆動手段と、

被検体を所定の速度で体軸方向に移動する移動手段と、

前記X線発生手段にX線照射のための電力を供給する電力供給手段と、

前記移動手段によって被検体を移動しながら前記X線検出手段によって検出する投影データを用いて複数枚の画像データを再構成する画像再構成手段と、

この画像再構成手段によって生成される画像データに対してCT値を計測するための関心領域を設定する関心領域設定手段と、

前記画像データを生成している間に、前記関心領域におけるCT値をリアルタイム計測するCT値計測手段と、

前記CT値計測手段によって計測されるCT値を時系列的な変化曲線としてリア

リアルタイム表示するCT値表示手段とを  
備えたことを特徴とするX線CT装置。

【請求項18】 被検体を透過するX線を複数の方向から検出するX線検出手段と、  
このX線検出手段によって検出されたX線データに対して再構成処理を行ない、  
複数枚の画像データを連続的に収集する画像再構成手段と、  
この画像再構成手段による画像データの生成と並行して、前記画像データに予め  
設定された関心領域におけるCT値を計測するCT値計測手段と、  
前記画像データの生成および前記CT値の計測と並行して前記CT値の経時的変  
化をリアルタイムで表示するCT値表示手段とを  
備えたことを特徴とするX線CT装置。

【請求項19】  
被検体を透過した投影データを用いて造影剤注入前の第1のCT画像を生成する  
ステップと、  
この第1のCT画像を用いてCT値を計測するための関心領域を設定するステッ  
プと、  
造影剤注入後に連続して複数枚収集する第2のCT画像データに対して、前記関  
心領域におけるCT値をリアルタイム計測するステップと、  
計測して得られるCT値を時系列的な変化曲線としてリアルタイム表示するステ  
ップとを  
有することを特徴とするCT値表示方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、X線CT装置に係り、特にCT値をリアルタイムで観測可能なX線  
CT装置およびCT値表示方法に関する。

【0002】

【従来技術】

近年のX線CT装置では、X線検出装置や演算処理装置の高速化、高性能化に



に伴い、X線データ収集と並行して行われる高速画像再構成によって、X線CT画像のリアルタイム表示が可能となった。

【0003】

更に、このような高速撮影技術を適用したダイナミックCT撮影法が開発され、臨床の場で既に実用化されている。ダイナミックCT撮影法とは所定のスライス断面に対して連続的に複数回撮影し、その画像の時間的変化をリアルタイムで観測するものである。特に、造影剤を用いた造影ダイナミックCT撮影法では、血管内を流れる造影剤量を示すCT値の時間的変化情報に基づいて演算処理を行い、血流量などの算出されたパラメータを画像化することによって、体内の血行動態の観測が行われている。

【0004】

造影ダイナミックCT撮影法に使用される造影剤としては、Xenon系造影剤のように頭部の毛細血管から染み出て組織に蓄積するタイプと、ヨード系造影剤のように毛細血管から染み出さないタイプがあるが、一般には後者のヨード系造影剤が使用される。

【0005】

図12は従来の造影ダイナミックCT撮影法を示した図であり、図12(a)に造影剤注入、撮影開始および撮影終了の各タイミングを、また図12(b)に撮影スライスにおける造影剤の量を示す。

【0006】

ヨード系造影剤を使用した造影ダイナミックCT撮影法では、まず肘静脈より造影剤を注入し、所定時間 $T_1$ 後に撮影を開始し、更に、 $T_2$ 後に撮影を終了する。この時間 $T_1$ は、肘静脈に注入される造影剤が撮影されるスライスに到達するまでの時間に相当し、 $T_2$ はこの造影剤がスライス面に流入してから流出（消失）するまでの時間に相当する。これらの時間は血流の速度に依存し、従って被検者によって異なるため、被検者間のバラツキの範囲を考慮して $T_1$ は最も短い場合の値が、また $T_2$ は最も長い場合の値がそれぞれ経験的に設定される。

【0007】

従って従来の方法によれば、撮影開始から撮影終了の期間には大きなマージン

が含まれ、被検者に対しては必要以上のX線被爆を与えていることが考えられる。

#### 【0008】

このような問題点に対して、特開平11-342125号公報に記載のものにおいては撮影の開始時期、即ち、上記T1の設定を経験的に行うことなく、まず、診断を要するスライス面に対して準備画像の撮影を行い、この画像上の特に血管が表示される領域に関心領域（以下ROIという）を設定する。次に、このスライス面に対して、低線量を用いた第1の低X線スキャン（第1のスキャン）を行って得られる画像データの上記ROIにおいてCT値を計測し、このCT値が予め設定した閾値を超えた時点で、高X線スキャン（第2のスキャン）に切り換える方法が提案されている。この場合のスキャン切り換えは自動的に行われる。

#### 【0009】

また、特許第2624927号公報のものにおいては次の方法が開示されている。即ち、上記と同様に低線量にて得られる第1の低X線スキャン画像データの所定のROIにおけるCT値が第1の閾値を越えるタイミングを自動的に検出し、この検出信号に基づいて高X線スキャンを開始する。更に、高X線スキャンによって得られる画像上のROIにおけるCT値が第2の閾値以下に低下するタイミングについても同様に自動検出し、全ての撮影を終了する方法である。

#### 【0010】

##### 【発明が解決しようとする課題】

上記方法においては、装置が血管領域のCT値と予め設定された閾値とを比較することによって、高X線スキャンの開始タイミング、あるいは終了タイミングを自動的に設定する方法が採られている。しかしながら実際には、一義的に設定された閾値との比較から高X線スキャンの開始タイミングや、終了タイミングを正確に判断することは困難であった。何故ならば、CT値の変化曲線（time-density-curve：以下TDCという）のピーク値や形状は被検者によって異なるためである。従って、従来は高X線スキャンにおける照射タイミング（特に照射終了タイミング）を正確に判断できなかったため、患者は、高X線スキャンにおいてX線量を余分に受けてしまう恐れがあった。

## 【 0 0 1 1 】

本発明は、上記の問題点に鑑みてなされるものであり、その目的は所定スライスの画像データに設定したROIにおいて計測されるCT値のTDCを常時モニタ上に表示することによって、必要な情報を欠落することなく、不要なX線被爆を極力低減することが可能なX線CT装置およびCT値表示方法を提供することにある。

## 【 0 0 1 2 】

## 【課題を解決するための手段】

上記課題を解決するために、請求項1に係る本発明のX線CT装置では、造影剤を注入した被検体を挟む状態で設置されるX線検出手段とX線発生手段を一体化して回転駆動する回転駆動手段と、前記X線発生手段にX線照射のための電力を供給する電力供給手段と、前記X線検出手段が検出する投影データを用いて、CT画像を再構成する画像再構成手段と、この画像再構成手段によって生成される画像データを表示する画像表示手段と、この画像表示手段によって表示される予め生成した造影剤注入前の第1のCT画像データを用いて、CT値を計測するための関心領域を設定する関心領域設定手段と、前記画像再構成手段によって造影剤注入後の第2のCT画像データを生成している間に、前記関心領域におけるCT値をリアルタイムに計測するCT値計測手段と、このCT値計測手段によって計測するCT値をリアルタイムに時系列表示するCT値表示手段とを備えたことを特徴としている。

## 【 0 0 1 3 】

また、請求項18に係る本発明のX線CT装置では、被検体を挟む状態で設置されるX線検出手段とX線発生手段を一体化して回転駆動する回転駆動手段と、被検体を所定の速度で体軸方向に移動する移動手段と、前記X線発生手段にX線照射のための電力を供給する電力供給手段と、前記移動手段によって被検体を移動しながら前記X線検出手段によって検出する投影データを用いて複数枚の画像データを再構成する画像再構成手段と、この画像再構成手段によって生成される画像データに対してCT値を計測するための関心領域を設定する関心領域設定手段と、前記画像データを生成している間に、前記関心領域におけるCT値をリア

ルタイム計測するCT値計測手段と、前記CT値計測手段によって計測されるCT値を時系列的な変化曲線としてリアルタイム表示するCT値表示手段とを備えたことを特徴としている。

## 【0014】

従って、本発明によれば、操作者はCT撮影における最適な開始タイミングあるいは終了タイミングを容易に決定することができる。また、高感度画像の撮影期間中のみ高X線スキャンを行うことが可能となる。このため、診断に必要な画像データが過不足なく収集され、被検体に対する無駄なX線照射を低減することができる。

## 【0015】

## 【発明の実施の形態】

## (第1の実施の形態)

以下、本発明の第1の実施の形態につき図1～図5を用いて説明する。

## 【0016】

本実施の形態の特徴は、造影ダイナミックCT撮影における高X線スキャンの開始、および終了タイミングを決定するため、画像データのCT値を第1の低X線スキャン、高X線スキャンおよび第2の低X線スキャンによって計測し、この時得られるCT値をTDCとしてリアルタイムに時系列表示することである。

## 【0017】

図1は、本実施の形態におけるX線CT装置全体の概略構成を示すブロック図であり、このX線CT装置は、被検体30を載置する寝台1と、この被検体30と被検体30を載せるための後述の天板を挿入する開口部を有し、この被検体30の周囲で回転動作を行う架台回転部2と、寝台1および架台回転部2の移動や回転を行う寝台・架台機構部3と、この機構部3を制御する機構制御部4と、被検体30に対してX線を照射するX線発生部5と、被検体30を透過したX線データを収集するX線投影データ収集部6とを備えている。

## 【0018】

更に、このX線CT装置は、前記X線投影データ収集部6で収集したX線投影データを再構成してCT画像データを生成する画像生成部7と、この画像データ

からCT値を計測するCT値計測部8と、CT画像およびCT値の時系列的変化を表示する表示部9と、撮影条件等を入力する入力部10と、これら全てのユニットを統括的に制御するシステム制御部11とを備えている。

## 【0019】

寝台1は、寝台・架台機構部3の駆動により、その長手方向にスライド可能な天板を有し、通常、被検体30は、その体軸方向がこの天板の長手方向にほぼ一致するように載置される。

## 【0020】

機構制御部4は、システム制御部11からの制御信号により、寝台1の天板の長軸方向への移動、あるいは架台回転部2の回転を制御する。

## 【0021】

X線発生部5は、被検体30に対しX線を照射するX線管13と、このX線管13の陰極から発生する熱電子を加速するために、陽極と陰極の間に印加する高電圧を発生する高電圧発生器12と、X線管13から照射されるX線をコリメートするX線絞り器14と、架台回転部2に据付けられるX線管13に電力を供給するためのスリップリング15を備えている。このX線管13は、X線を発生する真空管であり、高電圧発生器12から供給される高電圧により電子を加速させ、タングステンターゲットに衝突させることでX線を発生させる。またX線絞り器14は、X線管13と被検体30の間に位置し、X線管13から放射されるX線ビームを所定の受像サイズに絞り込むことによって鮮明な画像を得る機能を有している。

## 【0022】

X線絞り器14は、X線管13から放射されるX線を有効視野領域(FOV)に基づいてコーンビーム(四角錐)状、又はファンビーム状のX線に成形する。

## 【0023】

架台回転部2は、その開口部に挿入される被検体30を挟んで対向配置されるX線発生部5のX線管13と、X線投影データ収集部6のX線検出器16、スイッチ群17、データ収集回路(以下DASという)18、非接触のデータ伝送回路19の送信部およびスリップリング15を備えている。

## 【 0 0 2 4 】

これら X 線管 1 3 や X 線検出器 1 6 などは、架台固定部に対して回転可能な架台回転部 2 に設けられ、機構制御部 4 の駆動制御信号により、被検体 3 0 の体軸方向に平行な回転中心軸の周りで 1 回転／秒以上の高速回転が行なわれる。

## 【 0 0 2 5 】

X 線投影データ収集部 6 は、被検体 3 0 を透過した X 線を検出する X 線検出器 1 6 と、この X 線検出器 1 6 からの信号をスライス厚やスライス数に従って、所定のチャンネル数に束ねるスイッチ群 1 7 と、D A S 1 8 およびデータ伝送回路 1 9 とを備えている。

## 【 0 0 2 6 】

X 線検出器 1 6 は、被検体 3 0 を透過した X 線を検出するデバイスであり、X 線検出素子を互いに直交する 2 方向（スライス方向及びチャンネル方向）に、それぞれアレイ状に複数個配列した 2 次元 X 線検出器を形成している。尚、スライス方向は上記体軸方向にほぼ一致する。この X 線検出器 1 6 は、シンチレータと、フォトダイオードからなる複数の X 線検出素子を有するフォトダイオードチップとを有しており、上記複数の X 線検出素子は、X 線管 1 3 の焦点を中心とした円弧に沿ってチャンネル方向に配列される。尚、X 線検出器 1 6 は、上記多列検出器の他に、複数の X 線検出素子が 1 列配列されたシングルタイプの検出器もある。

## 【 0 0 2 7 】

スイッチ群 1 7 は、X 線検出器 1 6 にて検出される信号を D A S 1 8 へ転送する際、この信号をスライス方向に所定チャンネル分加算（即ちデータ束ね）して 2 次元の等価データを生成する。

## 【 0 0 2 8 】

D A S 1 8 は、X 線検出器 1 6 からの電流信号を電圧に変換し、更に、図示しない A / D 変換器によってデジタル信号に変換して投影データを生成する。

## 【 0 0 2 9 】

データ伝送回路 1 9 は、D A S 1 8 から出力される投影データを、例えば、光通信用光ケーブルを介して、後述する画像生成部 7 の投影データ記憶回路 2 0 に

送り、保存する。尚、このデータ伝送方法は、回転体と固定体の間の信号伝送が可能であれば他の方法に替えることが可能であり、例えば、既に述べたスリップリングを使用することもできる。但し、X線検出器 1 6 では、1 回転（約 1 秒）の間に膨大な 2 次元投影データの検出が行われており、このような膨大な投影データの伝送を実現するために、D A S 1 8 およびデータ伝送回路 1 9 には高速処理機能が要求される。

## 【 0 0 3 0 】

画像生成部 7 は、投影データ記憶回路 2 0 と、再構成演算回路 2 1、画像記憶回路 2 2 を備える。

## 【 0 0 3 1 】

投影データ記憶回路 2 0 は、X線検出器 1 6 にて検出されデータ伝送回路 1 9 を介して送られてくる被検体 3 0 の投影データを保存する記憶回路であり、画像記憶回路 2 2 は、この投影データを再構成して生成される画像データを保存する記憶回路である。本実施の形態では、C T 値計測用の R O I を設定するための準備画像、臨床診断用の高 X 線スキャン画像、この高 X 線スキャンの撮影開始タイミングおよび撮影終了タイミングを検知するための第 1 の低 X 線スキャン画像および第 2 の低 X 線スキャン画像を生成するために収集される X 線投影データが投影データ記憶回路 2 0 に保存され、またこれらの投影データを再構成して得られる各々の画像データが画像記憶回路 2 2 に保存される。

## 【 0 0 3 2 】

再構成演算回路 2 1 は、投影データ記憶回路 2 0 に保存される準備画像、第 1 の低 X 線スキャン画像、高 X 線スキャン画像、および第 2 の低 X 線スキャン画像の生成のために収集される投影データに再構成処理を施して C T 画像データを生成する。

## 【 0 0 3 3 】

C T 値計測部 8 は、R O I 位置記憶回路 2 4 と、C T 値演算回路 2 3 と、C T 値記憶回路 2 5 を備えている。

## 【 0 0 3 4 】

R O I 位置記憶回路 2 4 は、準備画像の所定の位置に後述する入力部 1 0 のマ

ウスを用いて設定されるROIの位置情報が保存される。また、このROIの設定が適当でないことが第1の低X線スキャン、あるいは高X線スキャンにおいて判明した場合、操作者のマウス操作またはキーボード操作によるROI変更に伴って、上記位置情報は更新される。

#### 【0035】

CT値演算回路23は、ROI位置記憶回路24に保存されているROI位置情報に基づいて、第1の低X線スキャン画像データ、高X線スキャン画像データ、および第2の低X線スキャン画像データのCT値を計測し、計測結果をCT値記憶回路25に保存する。

#### 【0036】

表示部9は、表示用記憶回路26と、表示回路27と、モニタ28とを備えている。表示用記憶回路26は、モニタ28に表示する画像データを保存する画像データ記憶領域と、グラフや文字などのデータを保存するTDCデータ記憶領域を有し、画像データ記憶領域には、最新の画像データが順次更新して保存され、TDCデータ記憶領域には第1の低X線スキャンや、高X線スキャン、あるいは第2の低X線スキャンの画像データから得られるCT値が順次保存される。これらのモニタ表示用のデータは表示回路27にてD/A変換とテレビフォーマット変換がなされた後、モニタ28に表示される。尚、表示部9のモニタ28と入力部10を用い、操作者は装置との対話が可能になっている。

#### 【0037】

入力部10は、キーボード、各種スイッチ、マウス等を備えたインタラクティブなインターフェースであり、操作者はCT画像撮影に先立ち、この入力部10を介して各種の撮影条件の設定を行う。また、準備画像が選択された段階において、操作者はこの画像に対してCT値計測用のROIを設定する。また、このROI位置が不適当であることが、第1の低X線スキャン、あるいは高X線スキャンの途中で判明した場合には、同様の手順によって即座にROIの変更や新規設定が可能となっている。

#### 【0038】

システム制御部11は、図示しないCPUと記憶回路を備えており、入力部1



0 から送られてくる各種撮影条件や、各種コマンド信号を内部の記憶回路に一旦保存する。この入力部 1 0 からの指示に従って、機構制御部 4、X 線発生部 5、X 線投影データ処理部 6、画像生成部 7、C T 値計測部 8 および表示部 9 などシステムの各ユニットを統括的に制御する。また、各スキヤンの実行と平行して、これらのスキヤンによって得られるデータを用いて再構成処理や C T 値計測を行ない、その結果を表示する。このような動作を繰り返すことによって画像データおよび T D C データのリアルタイム表示を行う。

## 【 0 0 3 9 】

次に、本発明の第 1 の実施の形態における造影ダイナミック C T 画像の撮影手順について図 1 ～図 5 を用いて説明する。

## 【 0 0 4 0 】

装置の操作者は、X 線 C T 画像の撮影に先立って入力部 1 0 より種々の撮影条件を入力し、これによりシステム制御部 1 1 はこの撮影条件を図示しない記憶回路に保存する。（ステップ S 1）。この段階で設定される撮影条件として、X 線投影データ収集条件、再構成条件、画像表示／記録条件などがある。

## 【 0 0 4 1 】

X 線投影データ収集条件には、撮影部位、スキヤン方式、スライス厚、管電圧／管電流、撮影領域サイズ、スキヤン間隔、スライス間隔、寝台 1 の移動速度などがあり、特に、管電流や管電圧、あるいはスキヤン間隔は本実施の形態における被爆線量低減において重要なパラメータである。

## 【 0 0 4 2 】

即ち、管電圧および管電流については、高 X 線スキヤン対応の X 線量用と第 1 の低 X 線スキヤンおよび第 2 の低 X 線スキヤン対応の低 X 線量用が設定される。スキヤン間隔は、連続して撮影される複数枚の画像間の撮影時間間隔であり、第 1 の低 X 線スキヤン、および第 2 の低 X 線スキヤンにおけるスキヤン間隔は、高 X 線スキヤンより長く設定される。一方、再構成条件には、再構成方式、再構成領域サイズ、再構成マトリクスサイズなどがあり、画像表示・記録条件には、C T 画像表示フォーマットおよび T D C 表示フォーマットなどがある。

## 【 0 0 4 3 】

上記の諸条件の設定が終了したならば、寝台 1 の天板上に被検体 3 0 を載せ、この被検体 3 0 の観測しようとする部位が架台開口部の所定の位置になるように、この天板および被検体 3 0 を体軸方向に移動させる（ステップ S 2）。次に準備画像の撮影を行う。準備画像とは、被検体 3 0 の診断部位に対して撮影スライスの位置を決定するために事前に撮影される画像であり、本実施の形態では、この画像を用いて CT 値計測用の ROI 設定を行う。スキャン方式は、ステップ S 1 にて設定される方式が用いられ、ここでは従来のシングルスキャン方式を適用するが、マルチスライス方式を用いてもよい。

## 【 0 0 4 4 】

準備画像の撮影において、操作者は入力部 1 0 より被検体 3 0 の移動と架台回転の指示信号を入力し、システム制御部 1 1 は、この指示信号に基づき機構制御部 4 を介して寝台・架台機構部 3 を制御する。即ち、寝台・架台機構部 3 は被検体 3 0 を体軸方向に所定距離移動し、次に、この被検体 3 0 を挟むように X 線管 1 3 と X 線検出器 1 6 が対向して配置される架台回転部 2 を、1 回転／秒以上の速度で回転させて被検体 3 0 の X 線投影データの収集を行う。

## 【 0 0 4 5 】

以下では、この準備画像の撮影を例に、X 線 CT 画像生成における装置動作の概略を説明するが、後述の第 1 の低 X 線スキャン、高 X 線スキャンおよび第 2 の低 X 線スキャンにおける画像生成もほぼ同様の手順によって行われる。

## 【 0 0 4 6 】

X 線の被検体 3 0 への照射に際して、高電圧発生器 1 2 は、システム制御部 1 1 の図示しない記憶回路に保存されている管電圧、および管電流の設定条件に従って、準備画像撮影用の X 線照射に必要な電力（管電圧と管電流）を X 線管 1 3 に供給する。X 線管 1 3 はこの電力の供給を受けて、被検体 3 0 に向けてコーンビーム X 線あるいはファンビーム X 線を照射する。尚、準備画像の撮影において、X 線管 1 3 には高 X 線スキャンと同様の X 線量に対応した電力が供給され、またスキャン間隔も高 X 線スキャンと同様に設定される。

## 【 0 0 4 7 】

X 線管 1 3 から照射された X 線は、被検体 3 0 を透過した後 X 線投影データ取

集部 6 の X 線検出器 1 6 によって検出される。被検体 3 0 を透過した X 線は、X 線検出器 1 6 によって透過線量に比例した電荷に変換され、更に、スイッチ群 1 7 を介してデータ収集回路 (D A S) 1 8 において、増幅処理と A / D 変換が行われて X 線投影データが形成される。

## 【 0 0 4 8 】

次に、X 線投影データはデータ伝送回路 1 9 に送られ、架台回転部 2 に装着されるデータ伝送回路 1 9 の送信部において、上記電気信号は光信号に変換される。この光信号は、空中を介して架台固定部のデータ伝送回路 1 9 の受信部にて受信され、これらのデータは、画像生成部 7 の投影データ記憶回路 2 0 に保存される。即ち、X 線管 1 3、および X 線検出器 1 6 は被検体 3 0 の周囲を回転しながら、上記検出動作を 1 回転につき例えば 1 0 0 0 回程度繰り返し行い、このとき得られる投影データはスイッチ群 1 7、D A S 1 8、データ伝送回路 1 9 を介して投影データ記憶回路 2 0 に保存される。

## 【 0 0 4 9 】

このようにして、1 画像分の X 線投影データが投影データ記憶回路 2 0 に保存されたならば、再構成演算回路 2 1 は、この X 線投影データを読み出して再構成処理を行い、得られた C T 画像の画像データを画像記憶回路 2 2 に保存する。一方、システム制御部 1 1 の図示しない C P U は、この画像データを表示用記憶回路 2 6 に一旦保存した後、表示回路 2 7 にて D / A 変換と T V フォーマット変換を行いモニタ 2 8 に表示する。

## 【 0 0 5 0 】

操作者は被検体 3 0 を体軸方向に予め設定されるスライス間隔で順次移動しながら、上記の手順によって異なるスライス面の C T 画像を複数枚撮影し、後述の造影ダイナミック C T 撮影に最適と思われるスライス面の画像を準備画像として選択する (ステップ S 3)。

## 【 0 0 5 1 】

次いで、この準備画像に対して C T 値計測用の R O I の設定を行う。操作者はこの準備画像を表示部 9 のモニタ 2 8 に表示し、入力部 1 0 のマウス、あるいはキーボードを用いて、この画像上に複数の R O I を設定する。

## 【0052】

図3は頭部の準備画像におけるROIの設定について示した図である。この場合、操作者は準備画像に表示されている血管（血管1～血管4）を対象に複数のROI（ROI1～ROI4）を設定し、識別番号（1～4）を付加する。特に、本実施の形態において重要となる造影剤が最も早く到達する血管1（動脈）と最も遅れて到達する血管4（静脈）には他のROIと区別して表示することが望ましく、例えば、前者には「early-sign」、後者には「reference」のような文字をINDEXとしてROI近傍に配置する。また、識別番号やINDEXが画像観察を妨げる場合には、この図3のように、ROIの境界線の形状や線種あるいは色で識別してもよい。尚、ROIの形状はROIの境界線に対し、マウスを用いてドラッグすることによって容易に変更することが可能である。入力部10のマウスによって設定されるROIの情報（位置情報や大きさ、境界線情報など）は、システム制御部11を介してROI位置記憶回路24に保存される（ステップS4）。

## 【0053】

準備画像におけるCT値計測用ROIの設定が終了したならば、操作者は被検体30の肘静脈にヨード系造影剤を注入し、所定時間T0後に入力部10より第1の低X線スキャン開始のコマンド信号を入力する（ステップS5）。コマンド信号はシステム制御部11に送られ、システム制御部11に既に保存されている表示条件に従って、表示用記憶回路26において画像データを保存する領域の他に、TDCデータを保存する領域が新たに設定される。

## 【0054】

一方、入力部10から第1の低X線スキャン開始コマンドを受けたシステム制御部11は、第1の低X線スキャン用の投影データ収集条件をX線投影データ収集部6に、また再構成条件を画像生成部7に送り、これらを制御する。一方、システム制御部11は、低X線量による第1の低X線スキャン撮影を実現するために高電圧発生器12に対してその制御信号を送り、高電圧発生器12は、X線管13に対して低X線量照射に対応した管電圧および管電流を供給する。

## 【0055】

X線管 1 3 から照射された X 線は、被検体 3 0 を透過した後、X 線投影データ収集部 6 にて検出され、投影データが形成される。この投影データは、架台回転部 2 におけるデータ伝送回路 1 9 の送信部から架台固定部におけるデータ伝送回路 1 9 の受信部に転送され、画像生成部 7 の投影データ記憶回路 2 0 に保存される。被検体 3 0 に対して X 線管 1 3 および X 線検出器 1 6 を回転させて複数の方向から上記検出動作を行い、このとき得られる投影データは、スイッチ群 1 7、D A S 1 8、データ伝送回路 1 9 を介して投影データ記憶回路 2 0 に保存される。

#### 【 0 0 5 6 】

1 画像分の X 線投影データが投影データ記憶回路 2 0 に保存されたならば、再構成演算回路 2 1 は、この X 線投影データを読み出して再構成処理を行い、得られる画像データを画像記憶回路 2 2 に保存する。一方、システム制御部 1 1 の図示しない C P U は、この画像データを表示用記憶回路 2 6 に一旦保存した後、表示回路 2 7 にて D / A 変換と T V フォーマット変換を行いモニタ 2 8 に表示する。

#### 【 0 0 5 7 】

次に、C T 値演算回路 2 3 の C P U は画像記憶回路 2 2 に保存される上記画像データを読み出し、R O I 位置記憶回路 2 4 に既に保存されている複数の R O I の位置情報に基づいて上記画像データに R O I を設定し、更に、各々の R O I における C T 値を計測する。但し、この R O I が複数の画像ピクセルから構成される場合には、それぞれのピクセルから得られる複数の C T 値の中から最大値を抽出し、その R O I の代表 C T 値として C T 値記憶回路 2 5 に保存する。また、最大値の替わりに平均値を代表 C T 値としてもよい。

#### 【 0 0 5 8 】

因みに、C T 値とは被測定物質の X 線吸収係数を基本物質に対する相対値として表したもので、 $C T 値 = K [ (\mu - \mu_0) / \mu_0 ]$  で示される。但し、 $\mu$  は被測定物質の X 線吸収係数、 $\mu_0$  は基本物質の X 線吸収係数、K は定数であり、一般に水の C T 値が 0、空気の C T 値が - 1 0 0 0 になるように  $K = 1 0 0 0$  という定数を調整している。また X 線吸収係数は単位厚さ当たりの X 線吸収の割合を

示す。

【 0 0 5 9 】

表示用記憶回路 2 6 は、システム制御部 1 1 から表示条件に関する制御信号を受け、その画像データ記憶領域において既に保存されている準備画像に替えて、第 1 の低 X 線スキャンによって得られる第 1 の画像データを保存する。このとき、準備画像上に表示されていた R O I の位置や形状に関する付帯情報はそのままの状態と同じ画像データ記憶領域に保存される。更に、同じ表示用記録回路の T D C データ記憶領域には第 1 の低 X 線スキャンの第 1 の画像データにて得られる C T 値が保存される。

【 0 0 6 0 】

このようにして、表示用記憶回路 2 6 の画像データ記憶領域には第 1 の低 X 線スキャンによる第 1 の画像と複数の R O I 境界線が、また T D C データ記憶領域には R O I 別に第 1 の低 X 線スキャンによる第 1 の画像データにおける C T 値が保存され、これらのデータは表示回路 2 7 を介して、モニタ 2 8 上にリアルタイム表示される（ステップ S 6）。

【 0 0 6 1 】

架台を定速回転させた状態で、第 1 の低 X 線スキャンによる第 1 の画像が得られてから所定時間（スキャン間隔： $\Delta t_1$ ）後に、システム制御部 1 1 は、高電圧発生器 1 2 に対して次の制御信号を送り、高電圧発生器 1 2 は、X 線管 1 3 に対して低 X 線量に対応した管電圧および管電流を供給する。X 線照射に必要な電力が供給された X 線管 1 3 は被検体 3 0 に X 線を照射し、X 線投影データ収集部 6 は、被検体 3 0 を透過した X 線の投影データを収集する。即ち、架台回転部 2 を高速で 1 回転させることによって被検体 3 0 に対して複数の方向から投影データを収集し、画像生成部 7 は、これらの投影データを用いて第 1 の低 X 線スキャンによる第 2 の画像データを生成して画像記憶回路 2 2 に保存する。

【 0 0 6 2 】

一方、C T 値演算回路 2 3 の C P U は画像記憶回路 2 2 に保存される第 1 の低 X 線スキャンによる第 2 の画像データを読み出し、R O I 位置記憶回路 2 4 に既に保存されている複数の R O I の位置情報に基づいて、上記第 1 の低 X 線スキャ

ンによる第2の画像データにROIを設定して各々のROIのCT値を求め、CT値記憶回路25においてROI別に保存する。

【0063】

次いで、システム制御部11は、表示用記憶回路26に既に保存されている第1の低X線スキャンによる第1の画像データを、新しく得られた第1の低X線スキャンによる第2の画像データに更新し、複数のROI境界線は、その位置や形状をそのままの状態第1の低X線スキャンによる第2の画像データに付加する。

【0064】

また、CT値演算回路23にて計測される第1の低X線スキャンの第2の画像データにおけるCT値は、表示用記憶回路26のTDCデータ記憶領域にも送られ、既に保存されている第1の低X線スキャンの第1の画像のCT値に隣接して保存される。

【0065】

従って、モニタ28では複数のROIが付加された第1の低X線スキャンの第2の画像と、第1の低X線スキャンの第1および第2の画像において計測されたCT値のTDCがROI別で時系列的に表示される。

【0066】

上記の動作を繰り返すことによって、スキャン間隔 $\Delta t_1$ で第1の低X線スキャン画像が収集され、これらの画像データは、画像記憶回路22に順次保存されるとともに、モニタ28上では最新の画像データがROIを付加した状態で表示される。

【0067】

また、CT値演算回路23は、画像記憶回路22に保存される第1の低X線スキャン画像データに対して、予め設定されるROI位置情報に基づいて、そのROI内のCT値を計測する。更に、計測したCT値をCT値記憶回路25に保存し、更に、モニタ28上のTDCにおいてその値を時系列的に表示する。この場合、各々のTDCには対応するROIの識別番号やINDEXなどの情報が付加される。

## 【 0 0 6 8 】

図 4 ( a ) は、第 1 の低 X 線スキャンにおける頭部の C T 画像を、また、図 4 ( b ) は、C T 値の T D C をモニタ 2 8 に表示した場合を示す。但し、図 4 ( b ) の T D C においては、実線の部分が第 1 の低 X 線スキャンによって得られる T D C であり、破線部分は後述する高 X 線スキャンおよび第 2 の低 X 線スキャンによって得られる T D C を示している。

## 【 0 0 6 9 】

尚、初期の第 1 の低 X 線スキャンにおいては、造影剤が R O I に到達しない状態のまま複数枚の画像データを収集する場合が多い。このような場合には、これら複数枚の画像における各ピクセルの値を加算平均し、一枚の画像として保存や表示を行うことが望ましい。この方法により画像枚数が削減され、しかも高い S / N を有した画像を得ることが可能となる。

## 【 0 0 7 0 】

次に、操作者はモニタ 2 8 に表示されるそれぞれの R O I の D C を観察し、その変化曲線から造影剤が到達するタイミングを推定する。例えば、この C T 画像のスライス面内において最も早く造影剤が到達するとして「early-sign」のタグを付けた R O I における T D C ( 図 4 ( b ) の  $\alpha$  1 点 ) に特に注目し、その最新の値、あるいは曲線の形状 ( 勾配 ) などの情報から総合的に判断して上記タイミング、即ち、高 X 線スキャン開始のタイミングを決定する ( ステップ S 7 ) 。

## 【 0 0 7 1 】

操作者は T D C の情報から、その高 X 線スキャン開始の最適タイミングと判断したならば、入力部 1 0 より高 X 線スキャン開始のコマンド信号を入力する ( ステップ S 8 ) 。システム制御部 1 1 は、このコマンド信号を受け、高電圧発生器 1 2 に対して高 X 線スキャン用の制御信号を送り、高電圧発生器 1 2 は、X 線管 1 3 に対して高 X 線スキャン用の X 線量照射を行うために、管電圧および管電流を増大させて供給する。

## 【 0 0 7 2 】

X 線管 1 3 は、高電圧発生器 1 2 から X 線照射の電力の供給を受け、被検体 3 0 に照射する X 線を第 1 の低 X 線スキャン用の低 X 線量から高 X 線スキャン用の



X線量に変更し、X線投影データ収集部6は、第1の低X線スキンの場合と同様にしてX線投影データの収集を行う。即ち、X線投影データ収集部6は、架台を高速に1回転しながら複数の方向から得られるX線投影データを収集し、画像生成部7は、これらの投影データを用いて高X線スキンによる第1の画像データを生成して画像記憶回路22に保存する（ステップS9）。

## 【0073】

CT値演算回路23は、画像記憶回路22に保存される高X線スキンの第1の画像データを読み出し、この画像上のROI位置記憶回路24に既に保存されている複数のROIの位置情報に基づいてROI内のCT値を求め、ROI別にCT値記憶回路25に保存する（ステップS10）。

## 【0074】

システム制御部11は、表示用記憶回路26の画像データ記憶領域において、既に記憶されている最後の第1の低X線スキン画像データから高X線スキンの第1の画像データに更新し、この高X線スキン画像データに、既に設定済みのROI情報をそのまま付加して保存する。

## 【0075】

更に、システム制御部11はCT値演算回路23にて計測される高X線スキンの第1の画像の各ROIにおけるCT値を表示用記憶回路26のTDCデータ記憶領域に供給し、第1の低X線スキンの最後の画像にて得られるCT値に隣接して保存する。従って、表示部9のモニタ28には、表示用記憶回路26に一旦保存された高X線スキンの第1の画像データが表示され、更に、第1の低X線スキン画像データにおける複数のCT値と、高X線スキン画像データにおけるCT値のTDCがROI別に表示される（ステップS11）。

## 【0076】

高X線スキンの第1の画像が得られてからスキン間隔 $\Delta t_2$ 後に、高X線スキンの第1の画像の場合と同じ手順によって、高X線スキンによる第2の画像データを収集し、画像記憶回路22に保存する。尚、上記高X線スキンにおける画像データ収集のスキン間隔 $\Delta t_2$ 、および第1の低X線スキンにおける画像データ収集のスキン間隔 $\Delta t_1$ は、既に述べたように撮影開始前に操

作者によって設定される撮影条件の1つであり、 $\Delta t_1 > \Delta t_2$ で設定される。

【0077】

即ち、第1の低X線スキャンに対して、高X線スキャンでは画像データ収集間隔を短くして画像の時間分解能を向上させている。これに対して、第1の低X線スキャンは、被爆線量の大きい高X線スキャンに要する時間を可能な限り短縮するために、高X線スキャンの最適開始タイミングを知ることを目的にしている。従って高い画像感度や時間分解能を要求されない第1の低X線スキャンにおいては、1回のX線照射における線量を減らし、更に、スキャン間隔を長くして単位時間あたりの照射回数を減らすことによって、1回の造影ダイナミックCT撮影における被爆線量を低減する。

【0078】

次いで、システム制御部11は、表示用記憶回路26に記憶されている高X線スキャンの第1の画像データを高X線スキャンの第2の画像データに更新し、一方、CT値演算回路23のCPUは、画像記憶回路22に保存された高X線スキャンの第2の画像データの各ROIにおけるCT値を計測する。更に、上記CPUは得られたCT値をCT値記憶回路25に保存し、システム制御部11は、このCT値を表示用記憶回路26のTDCデータ記憶領域に送って、既に保存されている第1の低X線スキャン、および高X線スキャンの第1の画像のCT値と共に保存する。そして、表示用記憶回路26に保存した高X線スキャンの第2の画像データとCT値のTDCデータを、表示回路27を介してモニタ28にて表示する。

【0079】

以上の手順と同様にして、高X線スキャンの第3の画像以降についても繰り返し行い、モニタ28では、後述する図5に示すように複数のROIが付加された最新の高X線スキャン画像と、第1の低X線スキャンおよび高X線スキャンによって得られたCT値のTDCデータを表示する。

【0080】

ところで、造影剤投与前の準備画像において設定したROIの位置は必ずしも最適でない場合がある。操作者は、モニタ28に表示されている第1の低X線ス

キャン画像、あるいは高X線スキャン画像を観測し、既に設定したROIの位置が適当でないと判断した場合には、準備画像において行ったROI設定と同様な手順により、リアルタイム表示中の第1の低X線スキャン画像、あるいは高X線スキャン画像上において、ROI位置の変更、あるいは新規ROIの設定を行う。

#### 【0081】

即ち、操作者は、モニタ28に表示されている第1の低X線スキャン画像あるいは高X線スキャン画像に対して、入力部10に備えられるマウスあるいはキーボードを用いてROIの変更あるいは新規設定を行う。例えば、キーボードによってROIの位置と大きさを変更する場合には、ROIの識別番号と同じ数字のキーによってROIを選択した状態で、矢印キーによるROIの移動、あるいはPage-Up/Page-Downキーによる拡大/縮小を行う。システム制御部11は、入力部10のマウスから送られてくるROIの情報（位置情報や大きさ、境界線情報など）をROI位置記憶回路24に送り保存する。

#### 【0082】

一方、CT値演算回路23のCPUは、画像記憶回路22に保存されている第1の低X線スキャンの第1の画像以降の第1の低X線スキャンの画像データ、および高X線スキャンの画像データを順次読み出す。次いで、変更したROIあるいは新規に設定したROIの位置情報に基づいて、上記画像データにROIを設定し、更に、各々のROIのCT値を計測してCT値記憶回路25に保存する。

#### 【0083】

一方、システム制御部11は、表示用記憶回路26の画像データ記憶領域に第1の低X線スキャンの最新画像データあるいは高X線スキャンの画像データを保存し、また、既に設定されるROIにおけるCT値とともに、上記の更新ROIあるいは新規ROIにおけるCT値を、CT値記憶回路25から読み出してTDCデータ記憶領域に保存する。従って、モニタ28においては、変更ROIあるいは新規ROIに対しても第1の低X線スキャンの第1の画像データから最新画像データまでのTDCがROI別に表示することができる。尚、この場合の変更ROIおよび新規ROIとこれらのTDCは他のROIのものと識別して表示す

ることが望ましい。

【 0 0 8 4 】

以上のようにして、高解像度の造影ダイナミックCT画像データが高X線スキャンによって収集される。この高X線スキャンによる撮影は、被検体30内に注入される造影剤が体内の血液循環によって排出されるまで継続して行われるが、この撮影を終了させる最適なタイミングを知ることも被爆線量低減のためには重要となる。

【 0 0 8 5 】

本実施の形態では、高X線スキャン終了のタイミングを決定する方法は、高X線スキャン開始のタイミング決定と同様に、最終的には操作者によって行われるが、装置はこのタイミング決定に有益な情報を操作者に提供する機能を有している。

【 0 0 8 6 】

即ち、操作者は高X線スキャン撮影中において、モニタ28に表示されるそれぞれのROIにおける複数のTDCを観測し、その変化曲線から造影剤の大部分が排出されるタイミングを推定する。特に、このCT画像のスライス面において最も遅くに造影剤が消失するとして「reference」のタグを付けたROIにおけるTDCに注目し、その最新の値、あるいは曲線の形状などから総合的に判断して上記タイミングを決定する（ステップS12）。

【 0 0 8 7 】

図5は、高X線スキャン終了時点におけるモニタ28の表示形態を示したものであり、図5（a）は高X線スキャンにおけるCT画像を、また、図5（b）はCT値のTDCを示す。但し、図5（b）のTDCでは実線の部分が第1の低X線スキャンおよび高X線スキャンによって得られるTDCであり、破線部分は後述する第2の低X線スキャンによるTDCを示す。

【 0 0 8 8 】

操作者はモニタ28に表示されるTDCにおいて、例えば、このCT画像のスライス面内において最も遅く造影剤が到達するとして「reference」のタグを付けたROIにおけるTDC（図5（b）のα2点）に特に注目する。そして、そ

の最新の値、あるいは曲線の勾配などの形状から本撮影の終了タイミングを決定したならば、入力部 1 0 より第 2 の低 X 線スキャン開始コマンドを入力する（ステップ S 1 3）。

#### 【 0 0 8 9 】

システム制御部 1 1 は、この入力コマンド信号を受け、高電圧発生器 1 2 に対して第 2 の低 X 線スキャン用の制御信号を送り、高電圧発生器 1 2 は、X 線管 1 3 に対して第 1 の低 X 線スキャンの場合と同様な低 X 線量照射を行うための管電圧および管電流を供給する。X 線管 1 3 は、高 X 線スキャン用の X 線量から第 2 の低 X 線スキャン用の低 X 線量に変更した X 線を被検体 3 0 に照射し、X 線投影データ収集部 6 は、被検体 3 0 に対する X 線投影データを、架台を高速回転しながら複数の方向から収集する。一方、画像生成部 7 は、これらの投影データを用いて第 2 の低 X 線スキャンの画像データを生成し、画像記憶回路 2 2 に保存する。

#### 【 0 0 9 0 】

CT 値演算回路 2 3 は、画像記憶回路 2 2 に保存される第 2 の低 X 線スキャンの第 1 の画像データを読み出し、ROI 位置記憶回路 2 4 に保存されている複数の ROI 位置情報に基づいてこの画像データの CT 値を求め、ROI 別に CT 値記憶回路 2 5 に保存する。

#### 【 0 0 9 1 】

一方、システム制御部 1 1 は、表示用記憶回路 2 6 の画像データ記憶領域において、既に記憶されている最後の高 X 線スキャン画像データから第 2 の低 X 線スキャンの第 1 の画像データに更新し、この第 2 の低 X 線スキャン画像データに既に設定済みの ROI 情報をそのまま付加して保存する。

#### 【 0 0 9 2 】

更に、システム制御部 1 1 は、CT 値演算回路 2 3 にて計測された第 2 の低 X 線スキャンの第 1 の画像データの各 ROI における CT 値を、表示用記憶回路 2 6 の TDC データ記憶領域に供給し、最後の高 X 線スキャン画像データにて得られた CT 値に隣接して保存する。従って、表示部 9 のモニタ 2 8 には、表示用記憶回路 2 6 に一旦保存された第 2 の低 X 線スキャンの第 1 の画像データが表示さ

れ、更に、第1の低X線スキャン画像データおよび高X線スキャン画像データにおけるCT値とともに、第2の低X線スキャンの第1の画像データから得られたCT値がTDCとして時系列的に表示される（ステップS14）。

#### 【0093】

第2の低X線スキャンの第1の画像データを得てからスキャン間隔 $\Delta t_3$ 後に、第2の低X線スキャンの第2の画像データを収集する。この第2の低X線スキャンの第2の画像データと、この画像データから得られるCT値は上記と同様な手順によって画像記憶回路22とCT値記憶回路25に保存され、更に、モニタ28において表示される。尚、上記第2の低X線スキャン画像データの収集におけるスキャン間隔 $\Delta t_3$ は、高X線スキャンのスキャン間隔 $\Delta t_2$ より大きく、第1の低X線スキャンのスキャン間隔 $\Delta t_1$ にほぼ等しい値が設定される。

#### 【0094】

操作者は、この第2の低X線スキャン画像データにおいて得られたCT値のTDCを観察し、所定の値以下になったことを確認したならば、入力部10より撮影終了のコマンドを入力する（ステップS15）。システム制御部11は、この撮影終了のコマンド信号に基づいて制御信号を高電圧発生器12に供給してX線管13への管電流、管電圧の供給を停止する。更に、システム制御部11は機構制御部4へ停止信号を送り、架台の回転等全ての機構動作を停止し、造影ダイナミックCT画像の撮影を終了する。

#### 【0095】

尚、上記の説明ではCT値のTDCの特徴を捉えやすくするために、高X線スキャンが終了した時点で第2の低X線スキャンに移行した。この第2の低X線スキャン画像におけるCT値を引き続き計測して表示することにより、高X線スキャン終了タイミングの妥当性の確認が一層容易となるが、被検体30へのX線照射をより低減するために、高X線スキャン終了の時点で造影ダイナミックCT撮影を終了することも可能である。

#### 【0096】

以上述べた第1の実施の形態によれば、操作者は、第1の低X線スキャン画像データから得られるCT値の値やTDCの形状などから、高X線スキャンの最適

な開始タイミングおよび終了タイミングを容易に、しかも正確に決定することができる。同様にして、高X線スキャン画像データによって得られるCT値やそのTDCから、高X線スキャンの最適終了タイミングを決定することもできる。従って、高X線スキャンに必要な画像データを過不足なく収集できるため、被検体30に対する無駄なX線照射を低減することができる。

【0097】

(第2の実施の形態)

次に、本発明の第2の実施の形態につき、図6～図7を用いて説明する。

【0098】

この第2の実施の形態は、造影ダイナミックCTにおける高X線スキャンの開始、および終了タイミングを決定するため、画像のCT値を第1の低X線スキャン、高X線スキャンおよび第2の低X線スキャンによって計測し、これらのCT値を時系列的に表示したTDCにおいて、このCT値が予め設定した閾値に到達したことを表示することを特徴としている。

【0099】

既に述べた第1の実施の形態では、第1の低X線スキャン画像データおよび高X線スキャン画像データに設定したROIにおいて計測されるCT値のTDCを操作者は観測し、この曲線の形状あるいは最新のCT値などから、高X線スキャンの開始タイミングあるいは終了タイミングを決定した。

【0100】

これに対して、本実施の形態では、第1の低X線スキャンを開始する前に上記のCT値やCT値の変化倍率、変化曲線(TDC)の形状を表す曲線の勾配、あるいは曲線の勾配の時間的変化量に対してそれぞれ閾値を設定し、CT値計測中にTDCが上記閾値に到達したならば、操作者にその旨を伝える到達信号を発生する。操作者は、モニタ28上に表示されるCT値のTDCや上記到達信号を参考に、高X線スキャンの開始タイミング、および終了タイミングを決定する。

【0101】

図6は本実施の形態における造影ダイナミックCTの撮影手順のフローチャートを示す。

## 【0102】

装置の操作者は、X線CT画像の撮影に先立って入力部10より種々の撮影条件を入力し、この撮影条件は、システム制御部11の図示しない記憶回路に保存される。(ステップS21)。この段階で設定される撮影条件としてはX線投影データ収集条件、再構成条件、画像表示／記録条件があり、X線投影データ収集条件の設定において、管電流や管電圧あるいはスキャン間隔は高X線スキャンと第1の低X線スキャンおよび第2の低X線スキャンの各々に対して設定される。

## 【0103】

上記の諸条件の設定が終了したならば、被検者を体軸方向に対して所定速度で移動させ(ステップS22)、準備画像の撮影を行う。操作者は、被検体30を体軸方向に順次移動しながら異なるスライス面のCT画像を複数枚撮影し、造影ダイナミックCTのスライス面として最適と思われる画像を準備画像として選択する(ステップS23)。

## 【0104】

次いで、この準備画像に対してCT値計測用のROIの設定と、このCT値計測の結果得られるTDCに対して種々の閾値の設定が行われる。この閾値としては既に述べたように、CT値やTDCの形状を表す曲線の勾配あるいは曲線の勾配の時間的変化量などが好適である。

## 【0105】

操作者は、この準備画像を表示部9のモニタ28に表示し、入力部10のマウスあるいはキーボードを用いて、この画像上に複数のROIを設定する。この場合、操作者は準備画像に表示されている血管を対象に複数のROIを設定するが、特に、本実施の形態において重要となる、造影剤が最も早く到達する血管(動脈)と最も遅れて到達する血管(静脈)にはタグなどを付加し、他のROIと区別して表示することが望ましい(ステップS24)。

## 【0106】

入力部10のマウスによって設定される複数のROIの情報(位置情報や大きさ、境界線情報など)は、システム制御部11を介してROI位置記憶回路24に保存される。



## 【 0 1 0 7 】

操作者は、準備画像上のROI設定を終了したならば、入力部10より閾値設定コマンドを入力する。システム制御部11は、このコマンド信号を受け、上記ROI位置記憶回路24に保存されているROI情報を一覧表の形式でモニタ28に表示する。操作者は、この一覧表にROI別で設定される閾値入力欄を入力部10のマウスを用いて選択し、更に、キーボードより所定の閾値を入力し、閾値の設定を終了する。(ステップS25)。

## 【 0 1 0 8 】

尚、それぞれの閾値はROI別に設定してもよいが、例えば、造影剤が最も早く到達する血管(動脈)と、最も遅れて到達する血管(静脈)に設定されるROIを中心に高X線スキャン開始用の閾値と、終了用の閾値を設定してもよい。

## 【 0 1 0 9 】

準備画像でのCT値計測用ROIと閾値の設定が終了したならば、操作者は、被検体30の肘静脈にヨード系造影剤を注入し、所定時間T0後に第1の低X線スキャンを開始する(ステップS26)。

## 【 0 1 1 0 】

システム制御部11は、X線投影データ収集部6と画像生成部7に制御信号を送り、低X線量照射により得られるX線投影データから第1の低X線スキャンの第1の画像を生成し、画像記憶回路22に保存する。一方、システム制御部11は、この画像データを表示用記憶回路26に一旦保存した後モニタ28に表示する。

## 【 0 1 1 1 】

次に、CT値演算回路23は、画像記憶回路22に保存される上記CT画像データを読み出し、ROI位置記憶回路24のROI位置情報に基づいて設定される画像データのROIにおけるCT値を求める。一方、表示用記憶回路26には準備画像に替わって、第1の低X線スキャンによって得られる第1の画像データにROI情報が付加されて保存される。更に、同じ表示用記憶回路26には、第1の低X線スキャンの第1の画像にて得られたCT値が保存される。

## 【 0 1 1 2 】

このようにして、表示用記憶回路 2 6 の画像データ記憶領域には、第 1 の低 X 線スキヤンの第 1 の画像データと複数の R O I 境界線データが、また T D C データ記憶領域には R O I 別に第 1 の低 X 線スキヤンの第 1 の画像における C T 値が保存され、これらのデータは表示回路 2 7 を介してモニタ 2 8 上に表示される。

## 【 0 1 1 3 】

第 1 の低 X 線スキヤンの第 1 の画像が得られてから所定時間（スキヤン間隔： $\Delta t 1$ ）後に、システム制御部 1 1 は、各ユニットに上記と同様な制御信号を発信して第 1 の低 X 線スキヤンによる第 2 の投影データを収集し、更に、第 1 の低 X 線スキヤンによる第 2 の画像を生成して画像記憶回路 2 2 に保存する。

## 【 0 1 1 4 】

一方、C T 値演算回路 2 3 は、この第 1 の低 X 線スキヤンの第 2 の画像データに R O I を設定して各々の R O I の C T 値を求め、C T 値記憶回路 2 5 において R O I 別に保存する。

## 【 0 1 1 5 】

次いで、システム制御部 1 1 は、表示用記憶回路 2 6 にて既に保存されている第 1 の低 X 線スキヤンの第 1 の画像データを、新しく得られる第 1 の低 X 線スキヤンの第 2 の画像データに更新する。また、C T 値演算回路 2 3 にて計測される第 1 の低 X 線スキヤンの第 2 の画像データにおける C T 値を表示用記憶回路 2 6 の T D C データ記憶領域に送り、既に保存されている第 1 の低 X 線スキヤンの第 1 の画像の C T 値とともに保存する。

## 【 0 1 1 6 】

従って、モニタ 2 8 上では、複数の R O I が付加された第 1 の低 X 線スキヤンの第 2 の画像と、第 1 の低 X 線スキヤンの第 1 および第 2 の画像データにおいて計測された C T 値の T D C が表示される。

## 【 0 1 1 7 】

上記の動作を繰り返すことによって、スキヤン間隔  $\Delta t 2$  で第 1 の低 X 線スキヤン画像が収集され、これらの画像データは画像記憶回路 2 2 に順次保存されると共に、モニタ 2 8 で最新の画像データが R O I を付加した状態で表示される。

## 【 0 1 1 8 】

また、CT値演算回路23は画像記憶回路22に保存された第1の低X線スキャン画像データに対してROIを設定し、そのROI内のCT値を計測してCT値記憶回路25に保存する。システム制御部11は、CT値記憶回路25からCT値を読み出し、更に、モニタ28にTDCを表示する（ステップS27）。

#### 【0119】

このような第1の低X線スキャン画像データにおけるCT値の計測の途中で、このCT値、あるいはTDCの勾配などが所定の閾値を超えた場合、システム制御部11は、例えば図7に示すようにTDCの所定位置にマーキングを行う（ステップS28）。操作者は、モニタ28上に表示されるCT値やそのTDCの形状の観察に加えて上記マーキングを参考にして造影剤が到達するタイミングを推定する（ステップS29）。

#### 【0120】

操作者は、TDCの情報から高X線スキャン開始の最適タイミングを検知したならば、入力部10より高X線スキャン開始のコマンド信号を入力して高X線スキャンを開始する（ステップS30）。

#### 【0121】

上記では、高X線スキャン開始のタイミングを操作者が設定する場合におけるTDCの表示方法について述べたが、高X線スキャン終了のタイミングを設定する場合においても同様な手順によって行うことが可能である。即ち、高X線スキャン画像データにおけるCT値の計測の途中で、そのCT値やTDCの勾配などが所定の閾値に到達した場合、TDCの所定位置にマーキングを行うか、表示部9あるいは入力部10において所定の信号を表示する。

#### 【0122】

操作者は、モニタ28に表示されるCT値やそのTDCの形状の観察に加えて、上記マーキングを参考にして造影剤が消失するタイミング、即ち、高X線スキャンを終了するタイミングを決定し、入力部10より高X線スキャン終了、あるいは第2の低X線スキャン開始のコマンド信号を入力して、高X線スキャンを終了する。

#### 【0123】

この第2の実施の形態によれば、第1の実施の形態の特徴であるTDCの表示に加えて、予め設定した閾値に対する比較情報が得られるため、操作者による高X線スキヤンの最適な開始タイミング、および終了タイミングの決定が容易となる。

#### 【0124】

以上、本発明の第1の実施の形態および第2の実施の形態について述べてきたが、上記の実施の形態に限定されるものではなく、変形して実施することが可能である。例えば、上記実施の形態における他の表示方法を図8および図9に示す。図8(a)および図8(b)はCT画像の表示例を示しており、図8(b)のように画像上にCT値計測用のROIを多数設定した場合には、その境界線や各種タグなどが増え、画像の細部の観測が煩雑となる。このような場合には診断用の画像(図8(a))とROI設定用の画像(図8(b))を区別して表示することにより、上記問題を解決することができる。

#### 【0125】

一方、図9(a)および図9(b)はCT値計測用ROIを多数設定した場合のTDCの表示方法を示している。ROIを多数設定した場合は、図9(a)に示すようにTDCの数も増え、特に、高X線スキヤンの開始と終了のタイミングを判断するために重要なROI1とROI4におけるTDCの観測が面倒となるが、上記2つのTDCを(図9(b))に示すように区別して表示することによって改善することができる。尚、このとき図9(a)における上記2つのTDCは削除してもよい。

#### 【0126】

CT画像上に設定されるROIの形状は円形、楕円形、矩形など面積の有するものに限定されず、点状のROIであってもよい。但し、点状ROIの場合にはS/N低下を防ぐために周囲のピクセルのCT値を含めて加算平均することが望ましい。

#### 【0127】

ところで、造影ダイナミックCTにおいては、CT値そのものよりCT値増加分が重要となる場合がある。このような場合には、TDCとしてCT値増加分に

ついて算出し表示することが望ましい。この場合の基準となるCT値は、準備画像あるいは第1の低X線スキンの初期の画像における各ROIのCT値が用いられる。

#### 【0128】

尚、上記実施の形態では造影剤としてヨード系造影剤を用いたが、これに限定されるものではなく、Xenon系造影剤などの造影剤であってもよい。

#### 【0129】

また、第2の実施の形態において、閾値比較による第1の低X線スキャンから高X線スキャンへの切り換え、あるいは高X線スキャンから第2の低X線スキャンへの切り換えは自動的に行なってもよい。

#### 【0130】

(第3の実施の形態)

次に、本発明の第3の実施の形態を図10～図11を用いて説明する。

#### 【0131】

本実施の形態は第1の実施の形態および第2の実施の形態の応用であり、スライス面の位置を一定間隔で移動しながら画像データの収集を行う場合に、この画像データの所定の位置におけるCT値を計測することによって、このスライス面が被検体領域内に有るか否かの情報を操作者に提供することを特徴とする。

#### 【0132】

尚、本実施の形態における投影データの収集や画像再構成、更にはROIの設定方法等については第1の実施の形態で述べたものと同様であるため、詳細な説明は省略する。

#### 【0133】

図10は本実施の形態の撮影手順を示すフローチャートである。操作者は、第1の実施の形態と同様に、撮影のための諸条件を入力部10より設定し（ステップS51）、寝台1の天板上に被検体30を載せる（ステップS52）。更に、この被検体30の観測しようとする部位（例えば頭部）が架台開口部の所定の位置になるように、この天板および被検体30を体軸方向に移動させる。次に最初の画像を準備画像として撮影し（ステップS53）、この画像データに対して1

つあるいは複数のROIを設定する（ステップS54）。

【0134】

一方、機構制御部4はシステム制御部11の指示に従い、寝台・架台機構部3に対して制御信号を供給し、寝台上の天板とともに被検体30を一定速度で体軸方向に移動させながら被検体30に対する投影データの収集を行う。図11（a）は本実施の形態における頭部の撮影部位を示したものであり、最初の画像が $Z = Z_1$ で撮影され、間隔 $\Delta Z$ で頭頂部に向かって画像データ収集のためのスキャンが行われる。このスキャンにより、 $\Delta Z$ 間隔で得られるそれぞれの投影データに対して画像再構成を行い、画像データを生成する（ステップS55）。

【0135】

更に、この画像データに対して、予め設定したROIにおけるCT値を計測し、その値をCT値記憶回路25に記憶するとともにモニタ28にTDCとして表示する（ステップS56）。図11（b）はモニタ28に表示されるTDCを示す。撮影スライスが被検体（頭部）にある場合は、通常の生体組織のCT値が得られるが、スライス面が頭頂部（ $Z = Z_X$ ）を過ぎると空気に対するCT値が計測され、従ってモニタ28に表示されるTDCは急激に変化する。操作者はこのTDCを観測することによって頭部撮影の撮影終了タイミングを検知する（ステップS57）。次いで、操作者は入力部10より撮影終了コマンドを入力して撮影を終了する。

【0136】

尚、本実施の形態においても第2の実施の形態と同様にTDCが急激に変化する部分にはマーキングを行うか、表示部あるいは入力部において所定の信号を表示してもよい。

【0137】

本実施の形態によれば、通常のCT撮影においても、装置は撮影を終了する際の最適なタイミング情報を操作者に提供できるため、被検体に対するX線照射量を必要最小限に抑えることが可能となる。

【0138】

以上、本発明の実施の形態について述べてきたが、上記の実施の形態に限定さ

れるものではなく、変形して実施することが可能である。例えば、上記の実施の形態におけるスキャン方式はシングルスキャン方式について述べたが、これに限定されるものではなく、マルチスライス方式やヘリカルスキャン方式でもよい。

#### 【0139】

更に、撮影終了タイミングはTDCから決定する方法について述べたが、複数ROIのCT値に基づいて得られるヒストグラムから決定してもよい。

#### 【0140】

一方、低X線スキャンは高X線スキャンに比して被爆線量を低減するためにスキャン間隔を長くする方法と、管電圧あるいは管電流を低下する方法の併用について述べたが、いずれか一方のみを行なってもよい。また、第2の低X線スキャンは行わずに、高X線スキャンのTDC特性から適当なタイミングを検出して撮影を終了してもかまわない。

#### 【0141】

更に、上記では第3世代のCT装置を用いて本発明の実施の形態について説明したが、第4世代など、その他の世代の方式によるCT装置においても同様な効果が得られる。

#### 【0142】

#### 【発明の効果】

以上述べたように本発明によれば、操作者はCT撮影における最適な開始タイミング、あるいは終了タイミングを容易に決定することができる。従って、診断に必要な画像データが過不足なく収集されるため、被検体に対する無駄なX線照射を低減することができる。

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の第1の実施の形態に係るX線CT装置の概略構成を示すブロック図。

【図2】 本発明の第1の実施の形態におけるCT値表示手順を示すフローチャート。

【図3】 本発明の第1の実施の形態におけるCT値計測用ROI設定方法を示す図。

【図 4】 本発明の第1の実施の形態における第1の低X線スキャン終了時のTDCを示す図。

【図 5】 本発明の第1の実施の形態における高X線スキャン終了時のTDCを示す図。

【図 6】 本発明の第2の実施の形態におけるCT値表示手順を示すフローチャート。

【図 7】 本発明の第2の実施の形態における第1の低X線スキャン終了時のTDCを示す図。

【図 8】 本発明の第1および第2の実施の形態におけるCT画像表示の変形例を示す図。

【図 9】 本発明の第1および第2の実施の形態におけるTDC表示の変形例を示す図。

【図 10】 本発明の第3の実施の形態におけるCT値表示手順を示すフローチャート。

【図 11】 本発明の第3の実施の形態におけるスライス面位置とTDCを示す図。

【図 12】 従来の造影ダイナミックCTの撮影手順を示す図。

【符号の説明】

2 … 架台回転部

3 … 寝台・架台機構部

4 … 機構制御部

5 … X線発生部

6 … X線投影データ収集部

7 … 画像生成部

8 … CT値計測部

9 … 表示部

10 … 入力部

11 … システム制御部

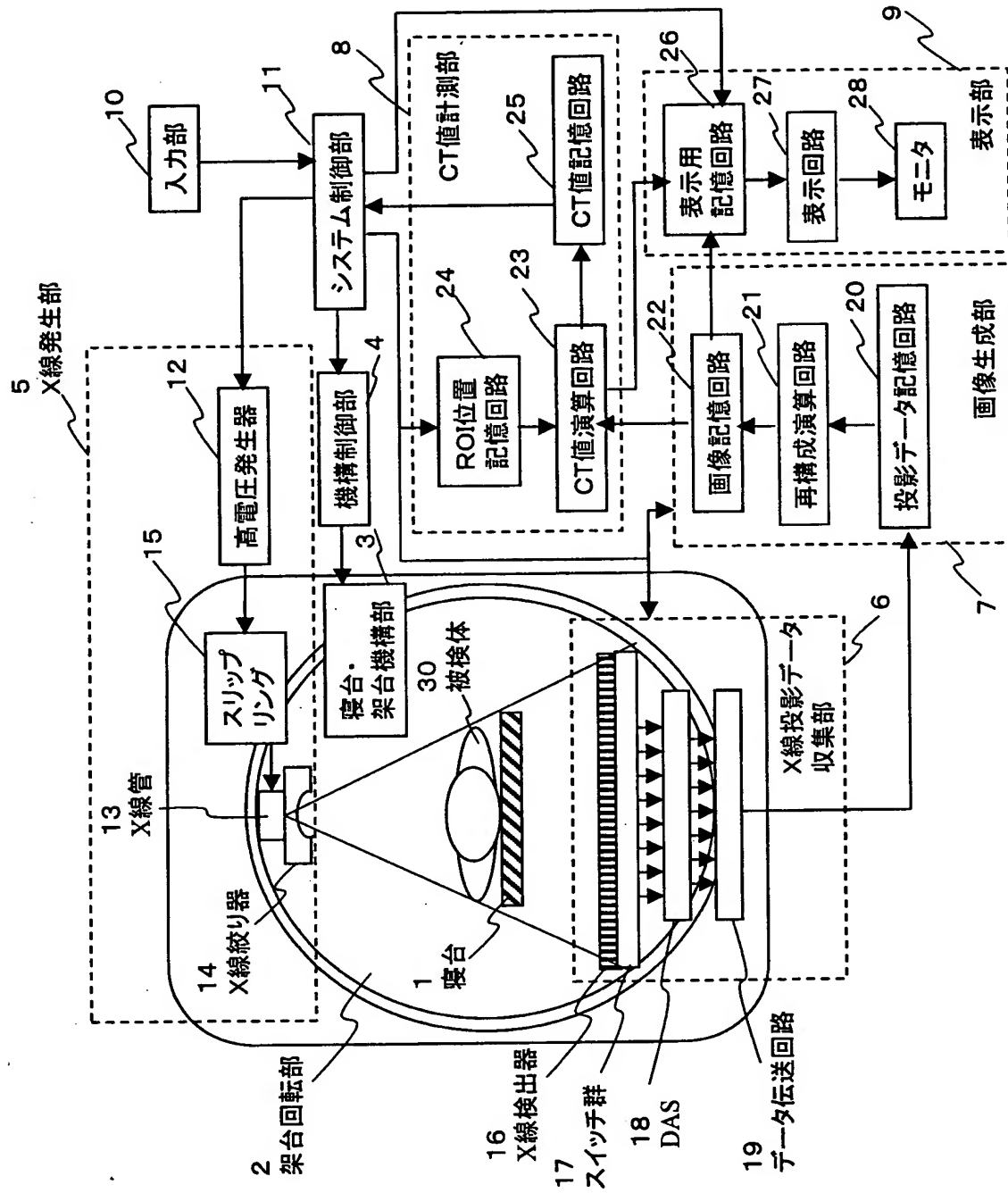
20 … 投影データ記憶回路



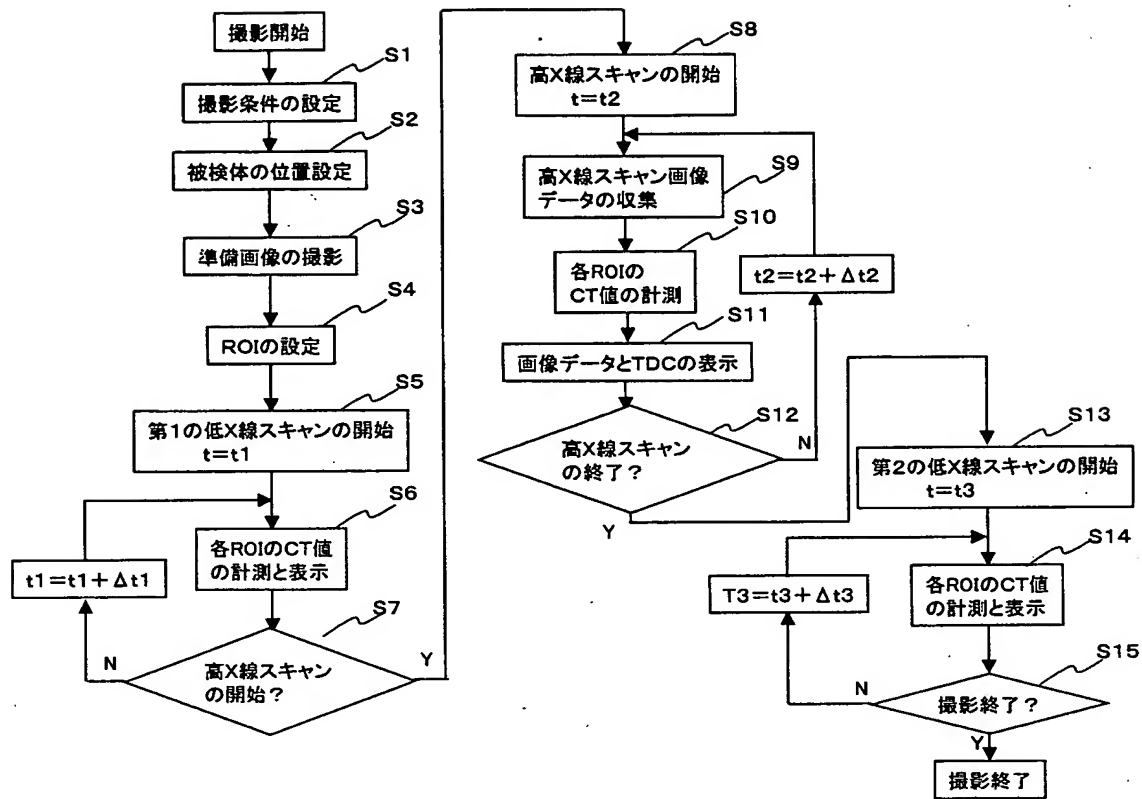
- 2 1 …再構成演算回路
- 2 2 …画像記憶回路
- 2 3 …C T 値演算回路
- 2 4 …R O I 位置記憶回路
- 2 5 …C T 値記憶回路
- 2 6 …表示用記憶回路

【書類名】 図面

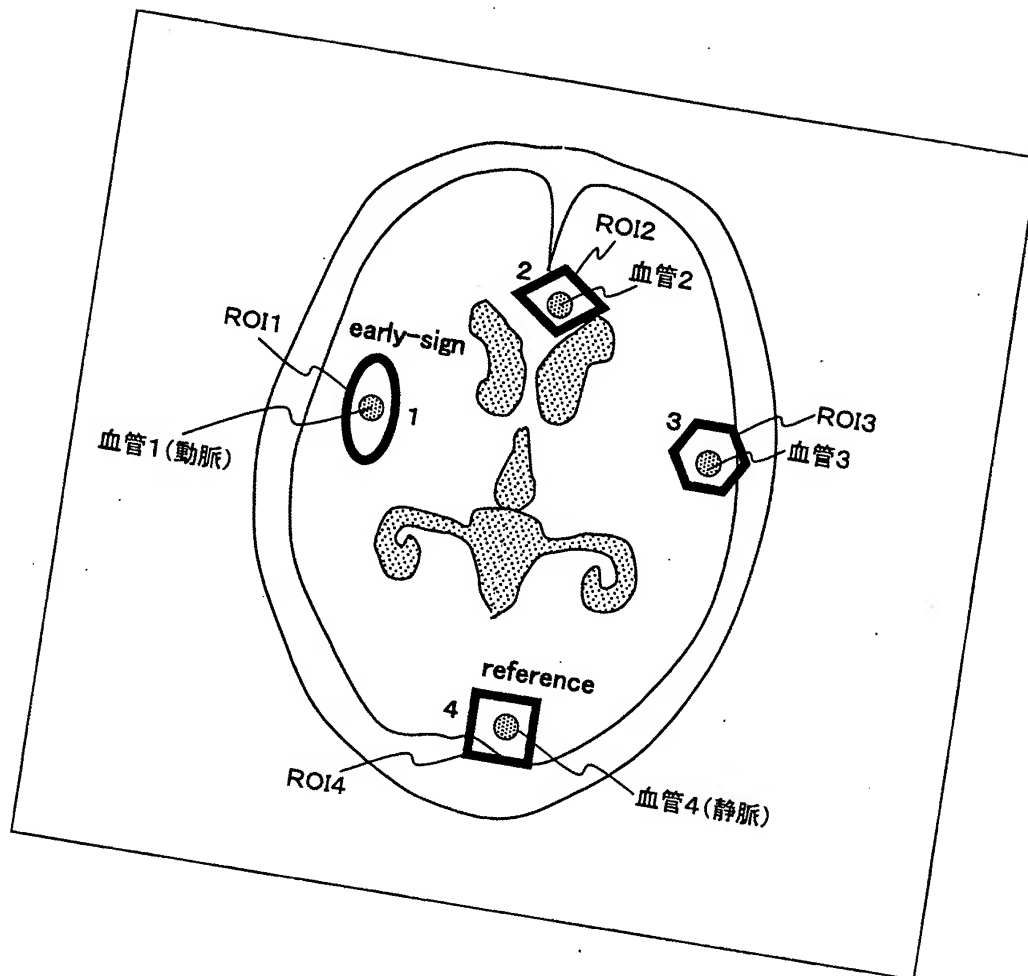
【図1】



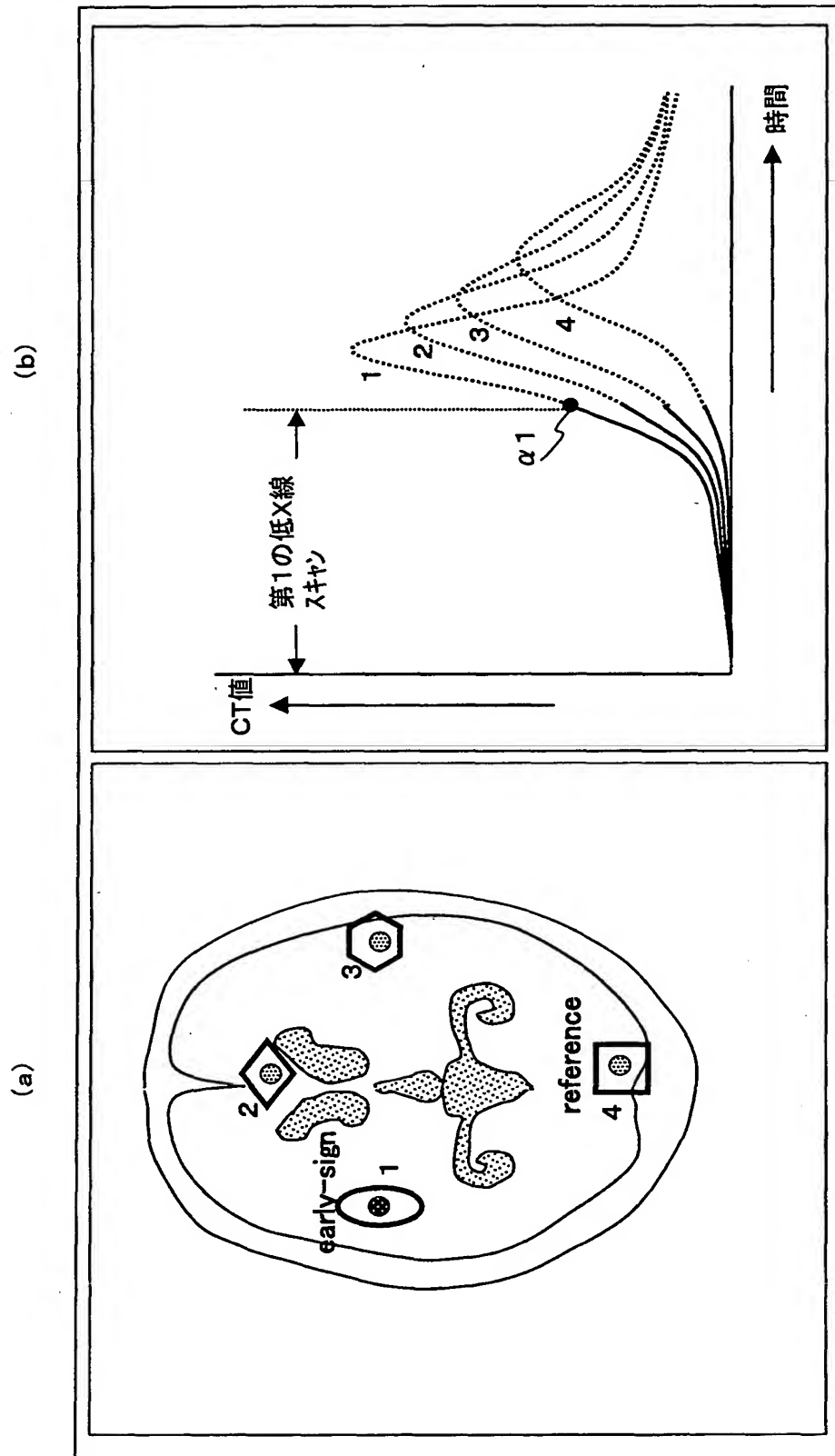
【図 2】



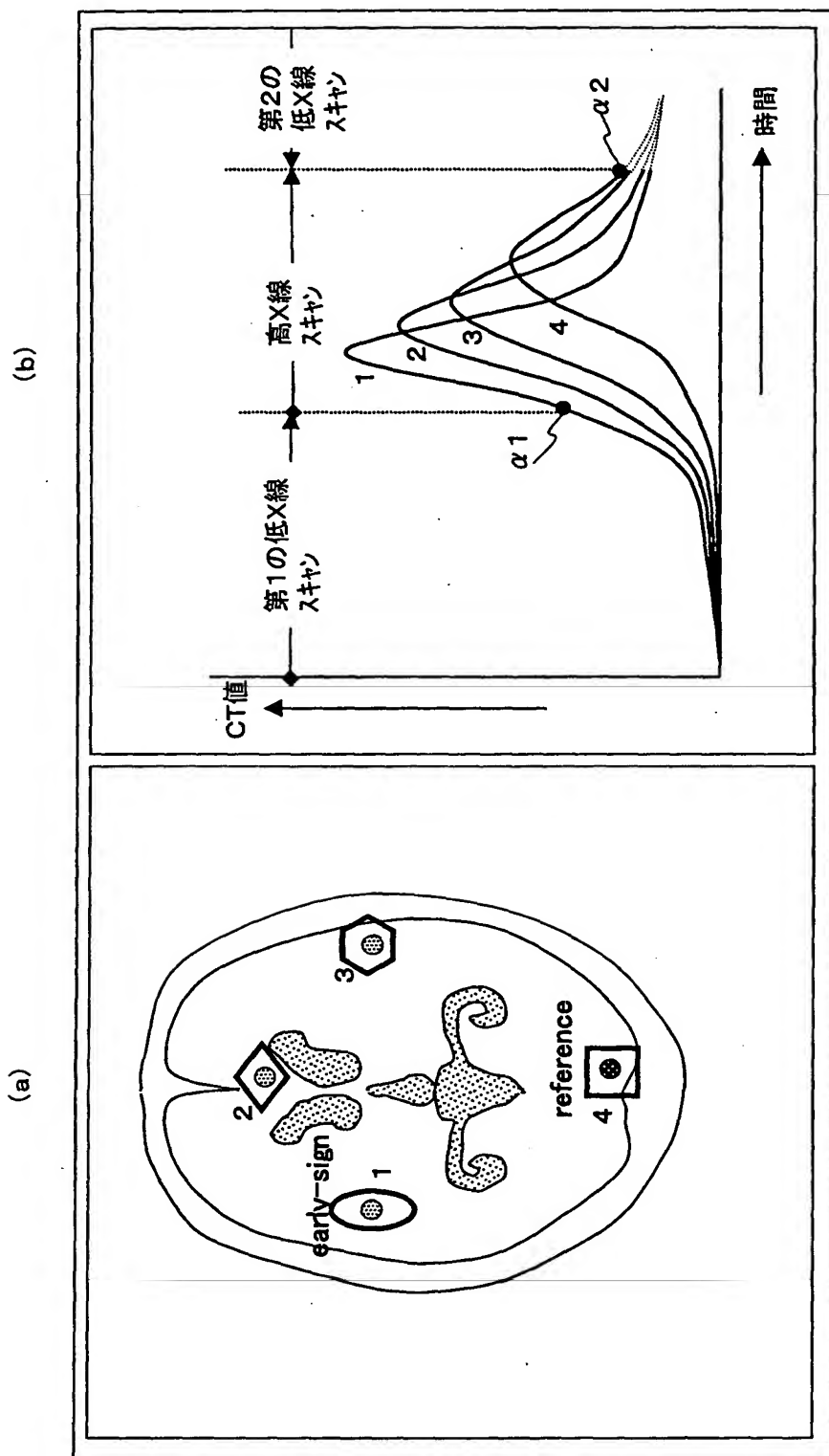
【図3】



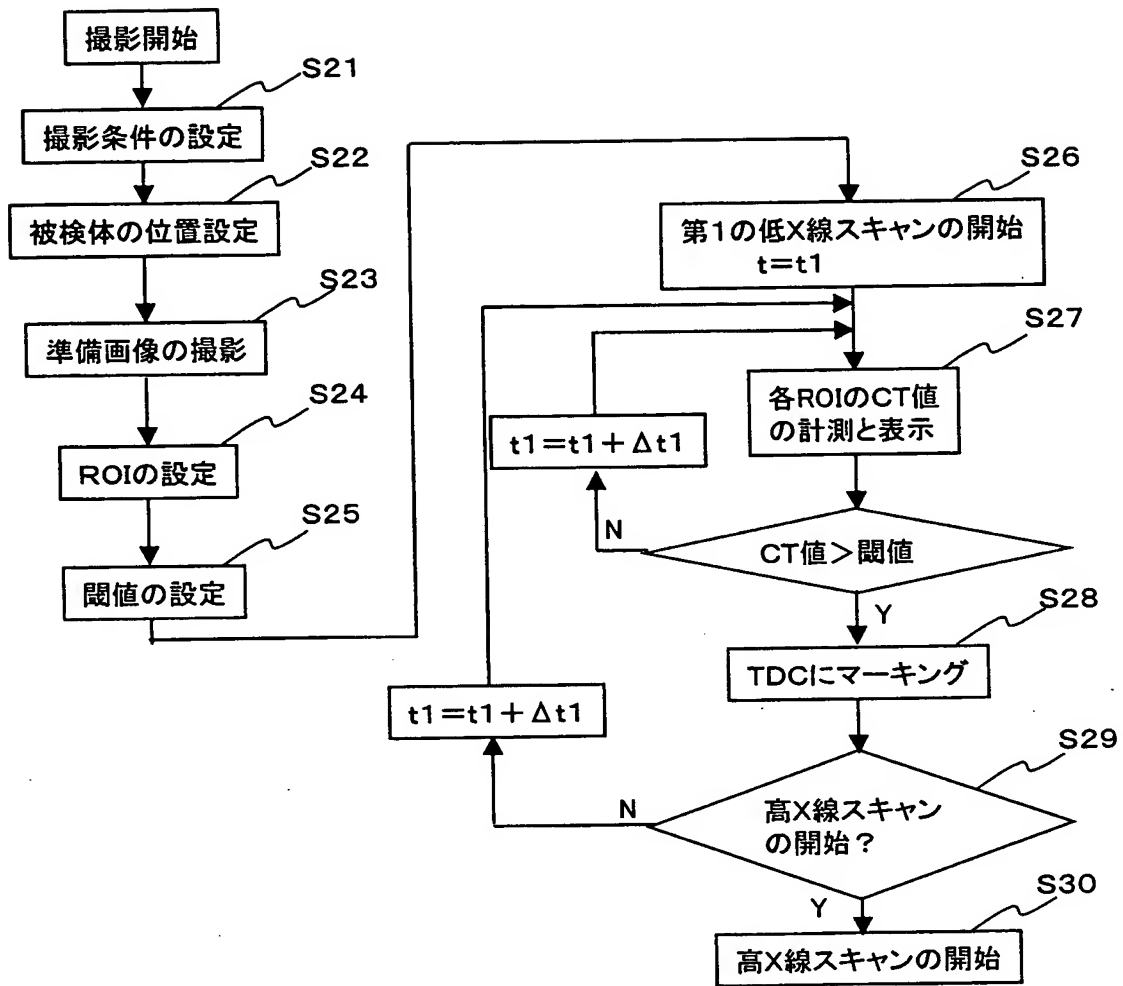
【図4】



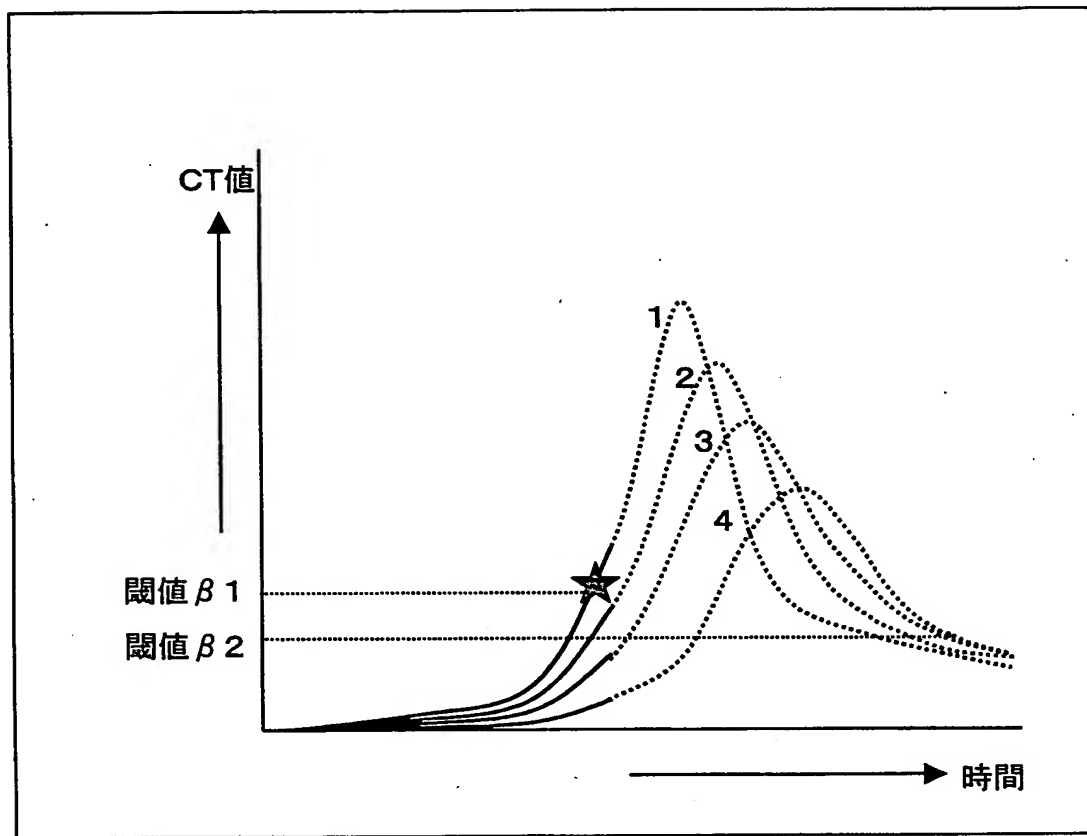
【図5】



【図6】



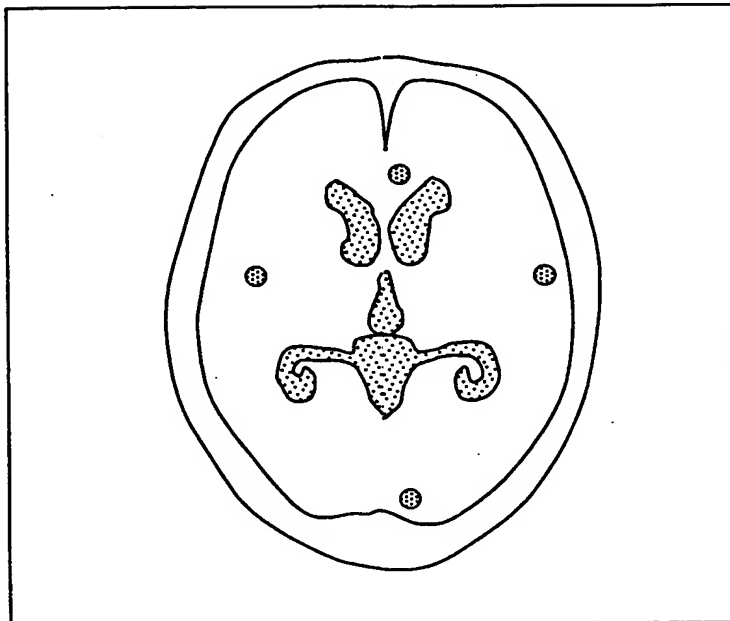
【図 7】



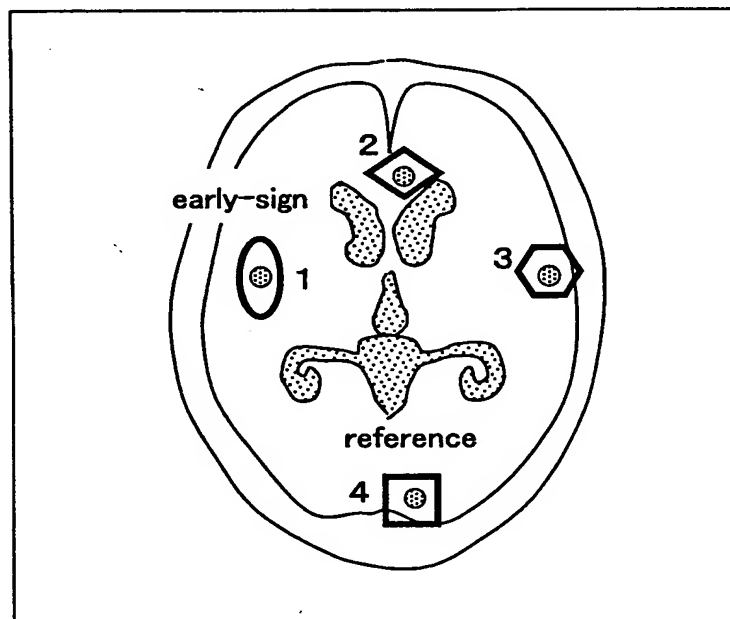


【図 8】

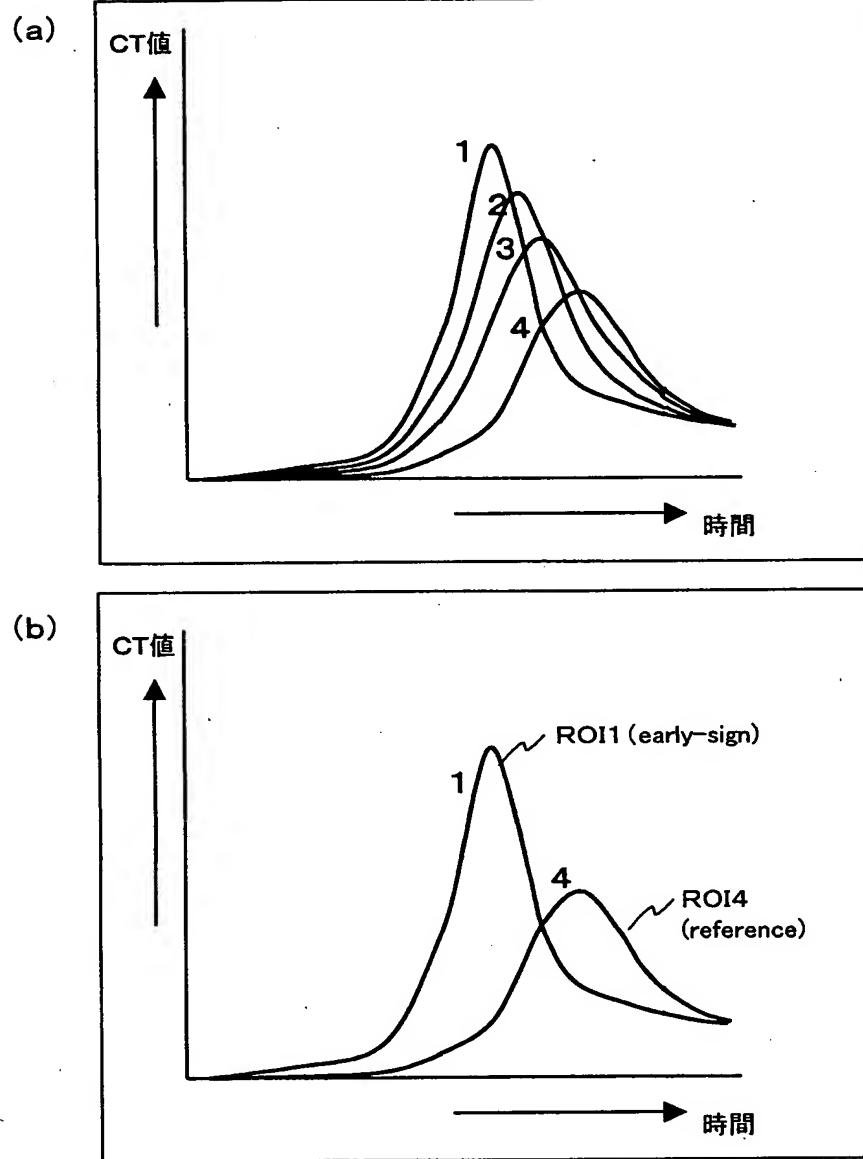
(a)



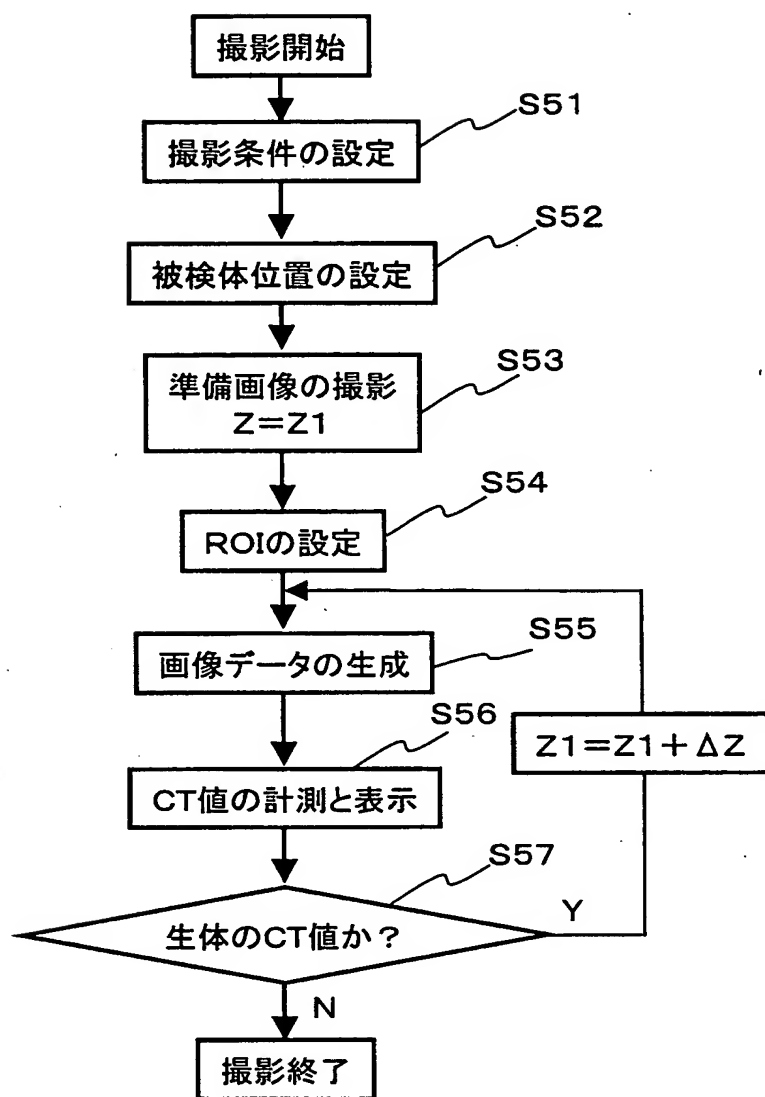
(b)



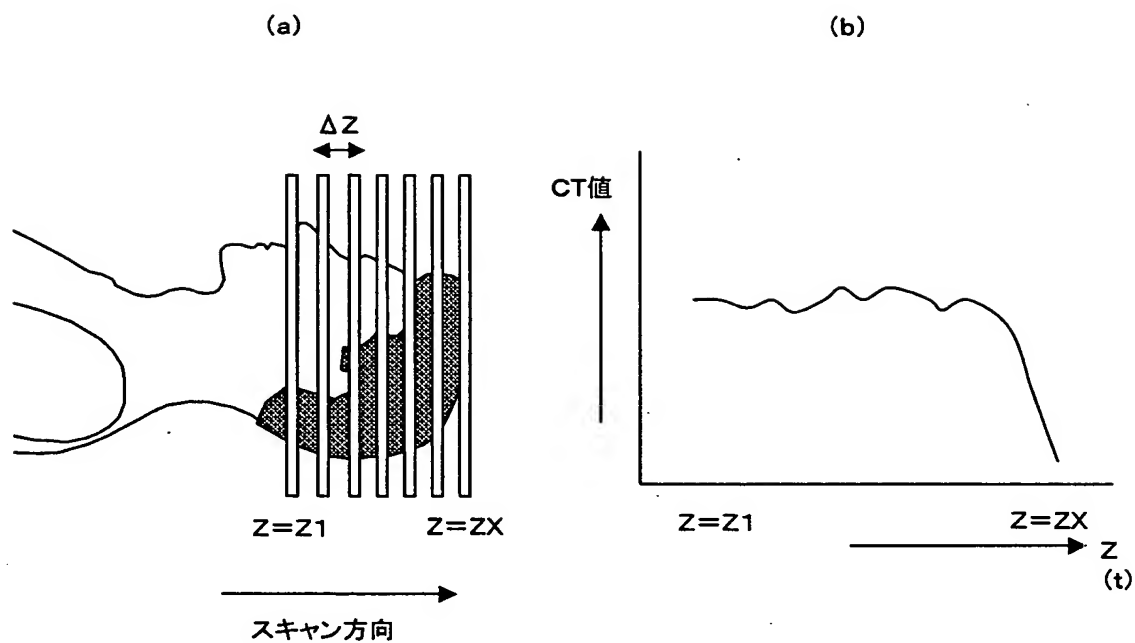
【図 9】



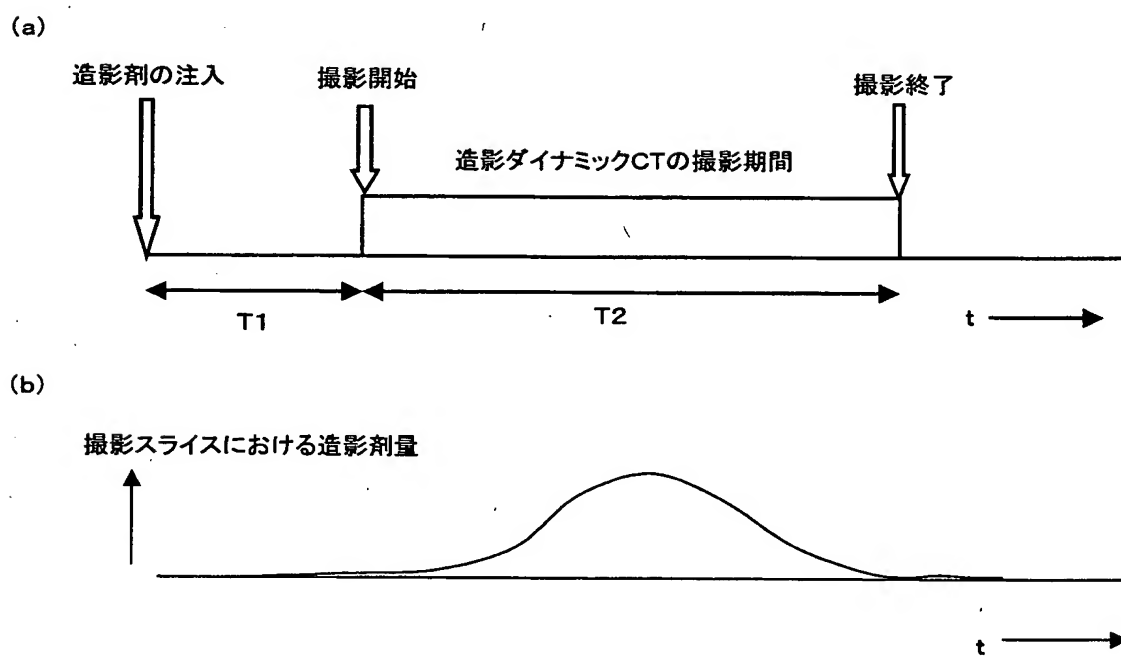
【図 1 0】



【図 1 1】



【図 1 2】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】被検体に対する高X線スキャン時間を短縮し、被爆量を低減する。

【解決手段】 被検体30を挟む状態で設置したX線検出器16およびX線管13と、このX線検出器16が検出する被検体30の投影データを用いて、画像データを再構成する画像生成部7と、この画像データに対して入力部10を介して設定した関心領域（ROI）の位置情報を記憶するROI位置記憶回路24と、連続的に得られる前記画像データに対して、前記ROI位置情報に基づいて設定する前記ROIにおいてCT値を計測するCT値演算回路25と、計測したCT値を時系列的な変化曲線（TDC）として表示する表示部9とを備え、前記TDCをリアルタイム観察することによってX線照射の開始および終了の最適タイミングを決定する。

【選択図】 図1

認定・付加情報

特許出願の番号	特願2002-259600	
受付番号	50201325298	
書類名	特許願	
担当官	第一担当上席	0090
作成日	平成14年 9月 6日	

<認定情報・付加情報>

【提出日】	平成14年 9月 5日
-------	-------------

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [000003078]

1. 変更年月日 2001年 7月 2日  
[変更理由] 住所変更  
住 所 東京都港区芝浦一丁目1番1号  
氏 名 株式会社東芝
2. 変更年月日 2003年 5月 9日  
[変更理由] 名称変更  
住 所 東京都港区芝浦一丁目1番1号  
氏 名 株式会社東芝